Lecții de bază despre biomecanica sistemului locomotor

Springer

Cuprins

PARTEA I BIOMECANICĂ GENERALĂ 1

CAPITOLUL 1 **Concepte de fizică aplicate sistemului locomotor** 3
E. Caturla Fiță

Mecanică: cinematică, statică și dinamică. Definiții 3
Conceptul de forță. Clasificarea forțelor 3
Forța este o mărime vectorială. Elemente geometrice și componentele unui vector 3
Adunarea vectorială: grafică și analitică 4
Legile lui Newton. Enunț și scurtă explicație. Comentariu mai detaliat asupra celei de-a treia legi 5
Greutate. Centru de greutate 6
Forțe de frecare statice și dinamice 7
Conceptul de moment al unei forțe 8
Conceptul de echilibru și clasificare. Condiții de echilibrul unui sistem 9
Aplicații ale condițiilor de echilibru la studiu ale unor sisteme 10
Elasticitate. Conceptul de stres sau oboseală 11
Deformarea unității datorată întinderii sau compresiunii. Modulul lui Young. Raportul lui Poisson 12
Deformare la forfecare. Modul de forfecare 13

CAPITOLUL 2 **Biochimia țesutului conjunctiv și muscular** 15
R. Segura Cardona

Țesut conjunctiv 15
Structura și compoziția țesutului conjunctiv 16
Proteinele țesutului conjunctiv ..... 17 ani
Tipuri de țesut conjunctiv 24
Țesut conjunctiv în sens strict 24
Țesut cartilaginos 25
Țesut conjunctiv special ..... 28 de ani

Biochimia contracției musculare 29
Structura mușchilor scheletici 30
Structura miofibrilelor 30
Compoziția biochimică a miofibrilei 32
Dinamica contracției musculare ..... 35 de ani
Rolul ionilor de ..... calciu în reglarea contracției musculare 39

CAPITOLUL 3 **Biomecanica osoasă** 41
A. Viladot Voegeli și JC Lorenzo Roldán

Osul ca țesut 41
Celule 41
Substanță intercelulară 42
Osul ca structură **42**
Os cortical matur 43
Os spongios matur ..... 45 de ani
Proprietățile mecanice ale osului 46
Forțele la care poate fi supus un os ..... 48 de ani
Forțe de compresiune ..... 48 de ani
Forțe de tracțiune ..... 48 de ani
Forțe de forfecare ..... 48 de ani
Forțe de încovoiere 49
Forțe de torsiune 49
Conceptul de oboseală osoasă 49
Factorii care influențează proprietățile mecanice ale osului 50
Dimensiunea și forma osului 50
Compoziția osoasă 50
Activitatea musculară 51
Remodelarea osoasă 51

CAPITOLUL 4 **Îmbinarea** 53
A. Viladot Voegeli și JC Lorenzo Roldán

Introducere 53
Mobilitatea articulară **53**
Mobilitatea pe o axă a spațiului 54
Mobilitate pe două axe ale spațiului 54
Mobilitate pe cele trei axe ale spațiului ..... 55 de ani
Capsula articulară și ligamentele ..... 55 de ani
Proprietățile mecanice ale capsulei și ligamentelor 55
Leziuni ale ligamentelor 57
Inserare 57
Cartilaj 58
Cartilajul articular ca țesut 59
Structura cartilajului articular 61

Proprietățile biomecanice ale cartilajului articular 62
Lubrifierea cartilajului articular 63
Osteoartrita (boală articulară degenerativă) 64

CAPITOLUL 5 **Biomecanica tendoanelor** 67
J. Nardi VilardagayA. Combalia Aleu

Introducere 67
Tendon normal **67**
Structura 68
Formă externă 70
Vascularizație și inervație 71
Curba tensiune-deformare a tendonului 72
Tendon patologic 74
Materiale și metode 75
Studiul vascularizației intratendinoase 75
Studiu structural folosind microscopia optică 75
Studiu ultrastructural folosind microscopia electronică 75
Imunohistochimie 76
Rezultate 76
Studiul vascularizației intratendinoase 76
Studiu structural și ultrastructural 77
tendoane sănătoase 78
Studiu imunohistochimic 80
Discuție 81

CAPITOLUL 6 **Biomecanica musculară** 85
F. Balagué Vives și S. Ramón Roña

Introducere 85
Structura mușchiului striat 85
Elemente pasive sau inerte 86
Elemente active sau contractile 86
Fusul neuromuscular 89
Tipuri de fibre musculare 91
Biomecanica contracției musculare 92
Arhitectura musculară 92
Mecanica contracției musculare 92
Proprietățile contracției musculare 96
Factorii care influențează forța musculară 97
Post 99
Aplicații practice ale biomecanicii musculare 100
Exerciții fizice 100
Efectele antrenamentului asupra mușchilor 100
Imobilizare și neutilizare 101
Efecte hormonale asupra mușchilor 101

PARTEA II **BIOMECANICĂ REGIONALĂ** 103

CAPITOLUL 7 **Biomecanica coloanei vertebrale** 105
A. Gómez Prat și J. Roca Burniol

Introducere 105
Proprietățile biomecanice ale structurilor vertebral 105
Disc intervertebral 106
Vertebră 107
Proprietățile biomecanice ale segmentului mobil 109
Cinematică **110**
Mobilitate segmentară 110
Mobilitatea globală a coloanei vertebrale 112
Stabilitatea coloanei vertebrale 113
Stabilitate intrinsecă 114
Stabilitate extrinsecă 115
Biomecanica deviațiilor patologice ale coloanei vertebrale 117
Scolioză 118
Cifoză 119

CAPITOLE **Biomecanica centurii scapulare** 121
J. Borrell Pedrós și J. Puigdellívol Grifell

Introducere 121
Anatomie funcțională 121
Complexul scheletic 121
Complexul muscular 126
Cinetică 128
Static 128
Dinamic 131
Cinematică 131
Centrele de rotație ale centurii scapulare 132
Analiza mișcării 133
Zonele de contact ale suprafeței articulare a capului humeral 143
Bisectoare de recentrare vectorială 144

CAPITOLUL 9 **Biomecanica cotului** 147
P Galano Álvarez, O. Fariñas Barberà și I. Sáenz Navarro

Introducere 147
Anatomie 147
Structuri osoase 147

Capsula articulară 150
Ligamente 151
Cinematică 152
Mișcarea de flexie-extensie 153
Mișcarea de pronație-supinație 154
Cinetică 155
Mușchii flexori 155
Mușchii extensori 156

CAPITOLUL 10 **Biomecanica încheieturii mâinii** 159
M. García-Elías Cos

Introducere 159
Anatomie 159
Cinematica articulației încheieturii mâinii 162
Mișcarea de flexie-extensie 162
Mișcarea de înclinare radial-ulnară (abducție-adducție) 164
Transmiterea sarcinilor prin încheietura mâinii **166**
Mecanisme de stabilizare carpiană **167**
Mecanismul de stabilizare radiocarpiană 167
Mecanism de stabilizare a rândului proximal 167
Mecanismul de stabilizare mediocarpiană 168
Mecanism de stabilizare a rândului distal 169

CAPITOLUL 11 **Biomecanica mâinii** 171
VM Leal Serra și JC González Casanova

Topoare pentru degete 171
Articulațiile metacarpofalangiene 172
Articulațiile interfalangiene 173
Tendoanele mușchilor flexori ai degetelor 174
Tendoanele mușchilor extensori ai degetelor 175
mușchilor interosoși și lombricali 175
Acțiune comună a extensiei 176
Acțiunea mușchilor interosoși 176
Acțiunea mușchilor lombricali 176
Ligamentul retinacular 176
Mușchii eminenței hipotenare 177
Articulația trapeziometacarpiană 177
Articulația metacarpofalangiană a policelui 178
Articulația interfalangiană a degetului mare 179
Acțiunea mușchilor extrinseci ai degetului mare 179
Acțiunea mușchilor intrinseci ai degetului mare 179
Mișcări de opoziție ale degetului mare **180**

Funcțiile mâinii 180
Poziția funcțională a mâinii 183

CAPITOLUL 12 **Biomecanica șoldului** 185
M. Fernández-Fairén

Memento anatomic 185
Cinematică 187
Amplitudine de mișcare 187
Mușchii motori ai șoldului 189
Cinetică 190
Forțele aplicate șoldului 190
Solicitările șoldului 194

CAPITOLUL 13 **Biomecanica genunchiului** 197
A. Viladot Voegeli

Biomecanica articulației tibiofemurale 197
Memento anatomic 197
Cinetică 202
Cinematică 204
Biomecanica articulației patelofemurale 207
Memento anatomic 207
Cinetică 207
Cinematică 209

CAPITOLUL 14 **Biomecanica gleznei** 213
A. Viladot Voegeli

Memento anatomic 213
Astragalus trochlea 213
Înveliș tibiofibular 214
Articulația tibiofibulară inferioară 214
Articulația tibiotarsiană 215
Cinematică 216
Cinetică 218

CAPITOLUL 15 **Biomecanica piciorului** 221
A. Viladot Voegeli

Memento anatomic 221
Bolta plantară 221
Talon 225
Picior din față 227
Cinematică 229

Articulații de acomodare 230
Articulații de mișcare 235
Cinetică 238

CAPITOLUL 16 **Studiul mersului uman** 243
A. *Viladot Voegeli*

Introducere 243
Metode de studiu al mersului 244
Metode cinematice 244
Metode cinetice 244
Activitatea musculară și cheltuielile energetice 245
Nomenclatura în studiul mersului 245
Cinematică 246
Momentele marșului 246
Fazele de susținere plantară 247
Mecanismul mersului 248
Cinetica mersului 256
Forța de reacție verticală 256
Forța de reacție longitudinală 256
Forța de reacție laterală 257
Cuplu 257
Acțiunea musculară în timpul mersului 258

PARTEA III **BIOMECANICĂ APLICATĂ** 261

CAPITOLUL 17 **Biomecanica sportivă** 263
A. García-Fogeda Herrera și F. Biosca Estela

Introducere 263
Conceptul de biomecanică 264
Clasificarea mișcărilor **264**
Tipuri de analiză biomecanică aplicată în sport 265
Procesul de analiză calitativă 265
Procesul de analiză cantitativă 270

CAPITOLUL 18 **Biomecanica ortezelor și protezelor** 277
A. *Pasarin Martínez și R. Viladot Pericé*

Orteze 277
Conceptul de orteză 277
Clasificarea generală a ortezelor 277
Concepte biomecanice ale ortezelor 278
Caracteristicile biomecanice ale diferitelor tipuri de orteze 278

Proteză 283
Clasificare 283
Concepte generale despre exoproteze (proteze) extremitățile superioare și inferioare 283
Concepte mecanice ale protezelor 284
Proteză de membru superior 284
Proteză pentru membrele inferioare 286

CAPITOLUL 19 **Biomateriale** 291
JA Pianeti Estany, FJ Gil Mury M. P Ginebra Molins

Introducere 291
Comportamentul biologic al materialelor 292
Biocompatibilitate 292
Interacțiunea biomaterial-țesut biologic 292
Factorii mecanici și fizici care influențează în biocompatibilitate 294
Evaluarea biocompatibilității 294
Materiale implantabile 295
Materiale metalice 295
Materiale ceramice 297
Materiale polimerice 300
Rezumat 304

CAPITOLUL 20 **Concepte de bază despre osteosinteză** 305
R. Orozco Dételos și JM Sales Pérez

Definiţie 305
Obiective 305
Principiile tehnicii 305
Principii biologice 305
Principii mecanice 307
Dispozitive de osteosinteză 307
Șuruburi corticale și spongioase 308
Plăci drepte 308
Plăci înclinate 309
Unghii intramedulare 311
Fire 312
Combinații de principii 312
Biologia calusului osos 313
Osteosinteză biologică 315
Grefă osoasă 316
Ciment 317
Înlocuitori de grefă 317
Reabilitare 318
Sport 318
Rezumat 318

CAPITOLUL 21 **Biomecanica fixării externe în patologia sistemului locomotor: concepte de bază** 319
JM Saló Orfila

Introducere 319
Cerințe mecanice ale fixării externe 320
Caracteristicile și designul componentelor de fixare 320
Cuie, jetoane, ace sau „ace” 320
Conexiuni 323
Corpul fixatorului 325
Metoda de inserție în os 326
Cuie autoforante 326
Cuie cu găuri pre-găurite 326
Studiul posibilităților de asamblare 327
Numărul de cuie 328
Poziția unghiilor în raport cu focarul 328
Distanța dintre unghii 329
Distanța dintre corpul fixatorului și axa longitudinală a osului 329
Configurația de montare 329
Rezumat 331

CAPITOLUL 22 **Biomecanica protezelor dentare** 333
J. Ballester Soleda, P. Álvarez Díaz și M. Tey Pons

Introducere 333
Cauzele eșecului protetic 334
Biomateriale 335
Ancoraj protetic 336
Proiecta 337
Cuplu de frecare 340
Aliniere protetică .....: 340

PARTEA I

Biomecanică generală

Capitolul 1
Concepte de fizică aplicate sistemului locomotor

E. Caturla Fiță

Mecanică: cinematică, statică și dinamică. Definiții

Mecanica este ramura fizicii care studiază mișcarea. Un prim nivel al acestui studiu constă în furnizarea unei descrieri matematice a mișcării. Acesta este obiectivul ramurii mecanicii numite *cinematică.* Descrierea cinematică a unei mișcări constă în asocierea fiecărei mișcări cu o funcție sau ecuație care indică, în fiecare moment, poziția obiectului în mișcare măsurată dintr-un anumit cadru de referință.

Dinamica este ramura mecanicii care studiază cauzele mișcării . Corpurile nu sunt izolate; ele interacționează unele cu altele. Forțele sunt măsura acestor interacțiuni. Dinamica încearcă să stabilească relațiile dintre forțele care acționează asupra unui corp dat și mișcarea rezultată.

Statica *studiază* condițiile care trebuie să fie îndeplinite pentru ca un corp sau un sistem să fie în echilibru.

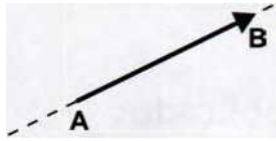
Conceptul de forță. Clasificarea forțelor

Forța este măsura interacțiunii dintre două corpuri sau particule. Forțele provoacă o *modificare* a *vitezei* sau a deformării *corpurilor asupra cărora acționează* . Forțele pot fi clasificate după diferite criterii. O posibilă clasificare este între *forțele de contact și forțele la distanță.* De fapt, toate forțele sunt forțe la distanță, deoarece contactul este doar o iluzie macroscopică. Forța exercitată de două bile de biliard atunci când se ciocnesc, forța exercitată de o frânghie asupra unui corp pe care îl trage, forțele produse între două oase în contact la o articulație etc., pot fi considerate forțe de contact. Forțele exercitate între Pământ și Lună (forțe gravitaționale), cele produse între două sarcini electrice (forțe electromagnetice) și forțele dintre particulele prezente în nucleul atomic și responsabile de stabilitatea acestuia (forțe nucleare) sunt forțe la distanță.

Forța este o mărime vectorială. Elemente geometrice și componente ale unui vector

Forța este o mărime vectorială și, prin urmare, o forță este reprezentată de un vector. Un vector poate fi definit ca o pereche ordonată de puncte sau un segment orientat.

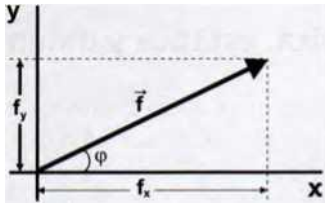
Figura 1-1. Elementele unui vector.



Cele patru elemente care definesc un vector sunt: magnitudinea, direcția, sensul și punctul de aplicare.

Magnitudinea este reprezentată de lungimea segmentului. Direcția este cea a dreptei căreia îi aparține segmentul. Sensul este definit de vârful săgeții (B). Punctul de aplicare este punctul de unde începem vectorul (A).

Figura 1-2. Componentele unui vector.



Dacă luăm vectorul și îl aplicăm la originea unui sistem de coordonate (x, y), îl putem reprezenta analitic prin cele două proiecții pe axele f(x) și f(y) . În acest fel, vectorul f poate fi reprezentat după cum urmează:

f=(fx,fy)

f x y fy sunt componentele vectorului f în sistemul de coordonate (x, y).

Cunoscând componentele unui vector, putem determina cele patru elemente geometrice.

Magnitudinea vectorului pe care îl reprezentăm prin | f | poate fi calculată din componentele sale dacă ne amintim teorema lui Pitagora:

Direcția lui f poate fi calculată din tangenta unghiului pe care f îl face cu orizontala:

$$|\vec{f}| = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$$

Direcția lui f poate fi recunoscută după semnul componentelor.

În cazul nostru, punctul de aplicare este originea coordonatelor.

Adunarea vectorială: grafică și analitică

De obicei, două sau mai multe forțe vor acționa asupra obiectului studiat. În aceste cazuri , pentru a studia efectul rezultat al tuturor acestora, va fi necesar să ne amintim cum se adună forțele, cum se adună vectorii.

Dacă trebuie să adunăm doi sau mai mulți vectori, putem face acest lucru grafic:

1. Plasându-se unul după altul, așa cum se arată în Figura 1-3. Vectorul sumă este cel care unește originea primului cu capătul ultimului.

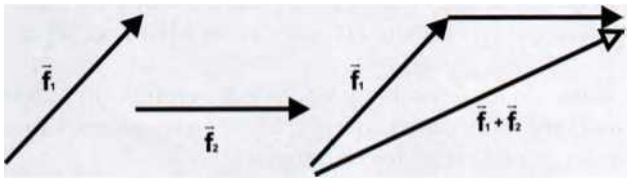


Figura 1-3

2. Prin alinierea punctelor de aplicare ale celor doi vectori. Vectorul sumă coincide cu diagonala paralelogramului definit de cei doi vectori adunați (fig. 1-4)

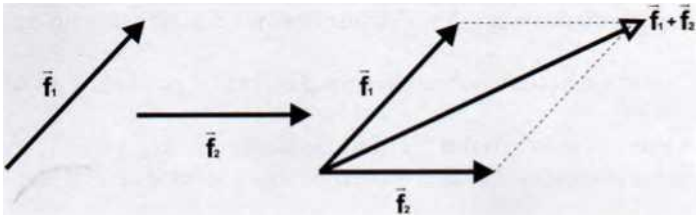


Figura 1-4

Vectorii pot fi adunați și analitic. Dacă vectorul fi are componentele fi $_x$ și fi $_y$, fi = (fix, fiy), iar vectorul fi este fi = (fix, fi $_y$), vectorul sumă are ca primă componentă suma primelor componente și ca a doua componentă suma componentelor secunde:

fi = (fix, fiy) fi = (fix, fiy) fi + fi = (fix + fix, fiy + fiy)

Așa cum se pot aduna doi sau mai mulți vectori, uneori procesul invers poate fi interesant; adică, dat fiind un vector, descompunerea acestuia în suma a doi sau mai mulți vectori a căror sumă este egală cu acesta. Acest proces poate facilita interpretarea unor probleme, deoarece simplifică analiza posibilelor efecte ale unei forțe date.

Legile lui Newton. Enunț și scurtă explicație. Comentarii mai detaliate asupra celei de-a treia legi

Enunțul și semnificația a ceea ce sunt cunoscute sub numele de legi ale dinamicii sau legi ale lui Newton sunt explicate mai jos.

Prima, cunoscută și sub numele de legea inerției, afirmă că, dacă un corp se află în absența forțelor, fie se va menține în repaus, fie se va mișca cu o mișcare rectilinie uniformă, adică cu viteză constantă.

A doua lege descrie relația dintre forțele care acționează asupra unei particule și accelerația rezultată. Această a doua lege este de obicei scrisă astfel:

F = ma

F este rezultanta tuturor forțelor care acționează asupra particulei, a este accelerația (variația vitezei pe unitatea de timp), iar m este o mărime care măsoară inerția particulei și este cunoscută sub numele de masă inerțială. Această a doua lege afirmă că accelerația particulei are întotdeauna aceeași direcție și sens ca și forța rezultantă și că magnitudinea acesteia depinde direct de magnitudinea forței. Masa este o constantă de proporționalitate care, în fizica clasică, este caracteristică fiecărei particule și măsoară cât de ușor sau cu ce dificultate poate fi accelerată, adică cât de ușor își poate schimba viteza.

A treia lege a lui Newton este binecunoscuta lege a acțiunii și reacțiunii. Ea poate fi enunțată astfel: dacă corpul A exercită o forță asupra corpului B, atunci corpul B exercită o forță asupra corpului A de aceeași magnitudine și direcție, dar în sens opus.

Această a treia lege afirmă că forțele din natură sunt întotdeauna măsuri ale interacțiunilor ; adică, forțele apar întotdeauna în perechi. În ceea ce privește această a treia lege, sunt necesare câteva clarificări:

1. Este inutil să ne certăm care este forța de acțiune și care este forța de reacție. Totul depinde de punctul nostru de vedere și de perspectiva din care descriem un anumit fenomen.
2. Forțele de acțiune și reacție acționează asupra corpurilor diferite și, prin urmare, nu pot fi adunate.
3. Faptul că cele două forțe au magnitudine egală nu înseamnă că efectele lor sunt egale, întrucât caracteristicile corpurilor asupra cărora acționează pot fi foarte diferite.

Dacă are loc o interacțiune între corpurile A și B, forța pe care A o exercită asupra lui B va fi egală cu forța pe care B o exercită asupra lui A, dar dacă masele lui A și B sunt foarte diferite, la fel vor fi și accelerațiile cu care se vor mișca acestea.

Figura 1-5

Să luăm în considerare interacțiunea dintre două corpuri A și B. Dacă masa lui A este mult mai mare decât cea a lui B (m* > HIB), accelerația lui A va fi mult mai mică decât cea a lui B, chiar dacă forțele care acționează asupra lor sunt egale ca mărime.

Tabelul următor prezintă unitățile de măsură pentru lungime, timp, forță, masă și accelerație în cele trei sisteme de unități.

	Lungime	*Timp*	*Accelerare*	*Masă*	*Vigoare*
Sistem cegesimal	cm	s	cm- s $^{-2}$	g	dină (din)
Sistemul Internațional	m.	s	ms" ^{2}	kg	Newton (N)
Sistem tehnic	nu	s	ms $^{-2}$	UTM	kp

Greutatea. Centrul pentru sarcină

Una dintre forțele care vor fi prezente în aproape toate analizele efectuate în această lucrare este greutatea. Reamintim că greutatea este pur și simplu forța de atracție pe care

Pământul o exercită asupra corpurilor. Prin urmare, este o forță care acționează la distanță. Conform celei de-a treia legi a lui Newton, reacția la greutate, adică forța pe care corpul o exercită asupra Pământului, este evident aplicată asupra Pământului.

Greutatea unui corp pe Pământ se calculează prin înmulțirea masei corpului cu accelerația gravitațională (g), care pentru punctele apropiate de suprafața Pământului este de 9,8 $ms^{'2}$.

Dat fiind un anumit obiect, diferitele părți în care îl putem descompune mental sunt atrase de Pământ; adică au greutate. Greutatea totală a obiectului va fi suma greutăților tuturor părților sale. Punctul de aplicare a forței de greutate rezultante este cunoscut sub numele de centru de greutate. Dacă un obiect este omogen, adică dacă toate părțile în care îl putem descompune au aceeași densitate, centrul său de greutate coincide cu centrul său geometric. Dacă unele părți ale unui obiect sunt mai dense decât altele, centrul de greutate se va deplasa spre zonele cu densitate mai mare.

Figura 1-6

Centrul de greutate al cilindrului din Figura 1-6, pe care îl presupunem omogen, coincide cu centrul său geometric G. Centrul de greutate al ciocanului este deplasat spre partea metalică, care are o densitate mai mare decât mânerul de lemn.

Forțe de frecare statice și dinamice

Una dintre forțele pe care va trebui să le luăm în considerare frecvent în analizele noastre este frecarea. Există diferite tipuri de frecare. Unele sunt forțele care apar atunci când un solid se mișcă în interiorul unui fluid, cum ar fi cele generate atunci când un corp mai dens decât un lichid cade în interiorul acestuia sau forțele resimțite de corpurile care cad prin aer. Aceste forțe de frecare sunt mai complexe și nu vor fi luate în considerare în această secțiune. Vom trece acum în revistă ceea ce este cunoscut sub numele de forțe de frecare de alunecare.

Frecarea de alunecare este forța care apare atunci când un solid alunecă sau încearcă să alunece peste altul. Definiția în sine ne permite să distingem între două tipuri de frecare de alunecare: statică și dinamică.

Dacă avem un corp precum cel din Figura 1-7 care se sprijină pe un plan și dorim ca acesta să alunece spre dreapta, trebuie să aplicăm o forță fi. Dacă această forță nu îl face să alunece, trebuie să considerăm că există o forță în aceeași direcție ca fi, cu aceeași magnitudine, dar de direcție opusă, care împiedică alunecarea . Raționamentul este clar. Dacă corpul nu se mișcă, accelerația sa este zero, iar conform celei de-a doua legi a lui Newton, forța netă care acționează asupra lui trebuie să fie zero. Pentru aceasta, avem nevoie de contribuția forței fi menționate anterior. Aceasta se numește forță de frecare statică.

f. ◄— —► f,

Figura 1-7

Dacă acum exercităm o forță fi mai mare asupra corpului pentru a-și realiza deplasarea și totuși eșuăm, trebuie să deducem că în acest al doilea caz forța de frecare statică este egală în mărime și direcție, dar opusă în sens, cu forța fi pe care tocmai am aplicat-o. Corpul și planul sunt aceleași ca în prima parte a exemplului, dar acum forța de frecare statică are o valoare diferită.

Putem concluziona că forța de frecare statică care apare atunci când un solid încearcă să alunece pe un plan nu are o singură valoare în fiecare caz, ci mai degrabă un interval de valori. Această forță poate atinge o valoare maximă, care este |i $_s$N|, unde p, $_s$ este așa-numitul coeficient de frecare statică, care depinde de natura corpurilor în contact, iar N este forța normală, perpendiculară, exercitată de plan asupra corpului.

Prin urmare, pentru un corp și un plan dat, putem spune că forța de frecare statică este:

fr^Pk-N

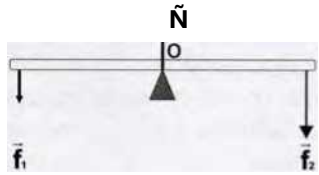
Dacă forța pe care o exercităm asupra corpului din dreapta este mai mare sau egală cu |x $_s$-N, vom depăși frecarea statică, iar corpul va aluneca.

Când corpul alunecă, forța devine o forță de frecare dinamică. Având în vedere un corp și o suprafață specifice, forța de frecare dinamică este egală cu |Xd ■ N, unde μ este așa-numitul coeficient de frecare dinamică, iar N este din nou forța normală exercitată de corp asupra suprafeței. Coeficientul μ depinde de natura și gradul de lustruire a corpurilor în contact. Pentru o pereche corp-suprafață dată, coeficientul dinamic este de obicei mai mic decât coeficientul static.

Conceptul de moment al unei forțe

Pentru ca un corp să fie în echilibru, este desigur necesar ca suma tuturor forțelor care acționează asupra sa să fie zero, dar această condiție, deși necesară pentru echilibru, nu poate fi considerată suficientă în niciun fel. Un exemplu va fi suficient: bara din Figura 1-8, supusă forțelor f_i și f_i la capetele sale, nu este în echilibru chiar dacă suma celor trei forțe f_i, f_i și N este zero. Pentru a formula o condiție care să fie atât necesară, cât și suficientă, trebuie să introducem conceptul de moment al unei forțe.

Figura 1-8



Să luăm în considerare un corp precum cel din Figura 1-9, care se poate roti în jurul unei axe perpendiculare pe planul desenului și care trece prin O. Dacă exercităm o forță f asupra acestui corp, așa cum se arată în figură, definim momentul (M) al forței ca produsul dintre magnitudinea forței (f) și brațul său de pârghie (d). Înțelegem brațul de pârghie al unei forțe ca fiind distanța dintre linia de aplicare a forței și axa care trece prin O.

$$M = fd$$

Dacă forța rotește corpul în sens invers acelor de ceasornic, momentul său este considerat pozitiv , în timp ce dacă îl rotește în sensul acelor de ceasornic, momentului i se atribuie un semn negativ. Cu această convenție de semne, arbitrară cum sunt aproape toate celelalte, momentul forței fi din Figura 1-9 este pozitiv, în timp ce momentul forței f2 este negativ.

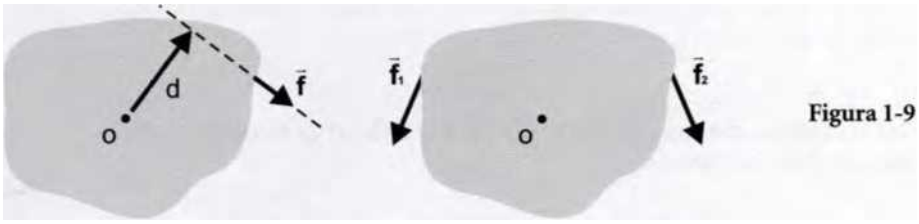


Figura 1-9

Conceptul de echilibru și clasificare. Condițiile de echilibru ale unui sistem

Se spune că un corp este în echilibru față de un anumit sistem de referință dacă viteza tuturor părților sale din acel sistem de referință este egală cu zero.

Există trei tipuri de echilibru: stabil, instabil și neutru. Fiecare este caracterizat mai jos cu un exemplu.

Un con poate fi echilibrat pe un plan în trei moduri diferite .

Figura 1-10

Mai întâi, îl putem sprijini pe baza sa (Fig. 1-10a). Dacă acum deplasăm ușor vârful conului față de poziția de echilibru atinsă, va apărea o forță (de restabilire) care tinde să readucă conul la poziția sa inițială de echilibru. Vom spune că conul a atins o poziție de echilibru stabilă.

Putem menține conul în echilibru, sprijinindu-se pe plan în vârful său (Fig. 1-10b). Dacă deplasăm ușor conul din poziția sa de echilibru, acum,

spre deosebire de situația anterioară, apare o forță care îl destabilizează și îl face să părăsească poziția de echilibru. În acest caz, echilibrul este instabil.

În final, putem sprijini conul pe plan prin intermediul uneia dintre generatricele sale (Fig. 1-10c). Când conul este deplasat din poziția sa actuală de echilibru, nu este prezentă nici o forță de restabilire, ca în primul caz, nici o forță destabilizatoare, ca în al doilea exemplu. Conul adoptă o nouă poziție de echilibru, menținând contactul cu planul în timp ce se sprijină pe o altă generatoare. Acest comportament este caracteristic corpurilor aflate în echilibru neutru.

Există o diferență clară între cele trei tipuri de echilibru descrise, dar trebuie menționat că toate cele trei posibilități corespund unor situații de echilibru.

Pentru ca un corp sau un sistem să fie în echilibru, trebuie îndeplinite două condiții:

1. Rezultanta sau suma forțelor care acționează asupra corpului trebuie să fie zero.
2. Suma momentelor forțelor care acționează asupra corpului trebuie să fie zero.

Aceste două propoziții constituie o condiție necesară și suficientă pentru echilibrul unui corp.

Aplicații ale condițiilor de echilibru la studiul unor sisteme

Vom aplica acum condițiile formulate în secțiunea anterioară pentru a studia echilibrul unor sisteme simple.

1. Bară rigidă (pârghie) supusă la capetele sale unor forțe perpendiculare pe ea.

Să luăm în considerare o bară rigidă (pârghie) precum cea din Figura 1-8. Forțele pe care le exercităm la capetele sale sunt fi și f2 . Pârghia este sprijinită în punctul O. Cele trei forțe care acționează sunt fi, f2 și N , care este forța aplicată la punctul de sprijin. Condițiile de echilibru aplicate în acest caz ne conduc la:

Suma forțelor egală cu zero: $fi + f^2 = N$

Suma momentelor egală cu zero: $fi \bullet di - f^2 \blacksquare d^2 + N \blacksquare 0 = 0 \Rightarrow fi - di = f_2 \bullet d_2$

În această ultimă expresie, momentele forțelor față de punctul O au fost calculate, ținând cont de faptul că momentul forței f1 este pozitiv deoarece, dacă ar acționa singură, ar roti sistemul în sens invers acelor de ceasornic, în timp ce momentul forței f2 este negativ deoarece ar roti pârghia în sensul acelor de ceasornic. Momentul forței N este zero deoarece brațul pârghiei acestei forțe este zero deoarece este aplicată într-un punct de pe axa de rotație.

A doua dintre condițiile de echilibru ne-a condus la scrierea binecunoscutei legi a pârghiei, care este formulată spunând că produsul unei forțe (uneori desemnată putere) prin brațul său este egal cu produsul celeilalte forțe (rezistența) prin brațul său.

2. Echilibrul brațului și antebrațului atunci când ții o greutate în mână.

În Figura 1-11, reprezentăm brațul și antebrațul. La punctul O, avem articulația cotului. Presupunem că ținem în mână un obiect cu greutatea P

= 3 kp.

Știm că centrul de greutate al antebrațului este echidistant (17 cm) față de cot și obiectul de 3 kp. Bicepsul se inseră la o distanță de 5 cm față de cot. Trebuie să calculăm forța exercitată de biceps (T) și forța produsă la nivelul articulației braț-antebraț (N) dacă sistemul este în echilibru.

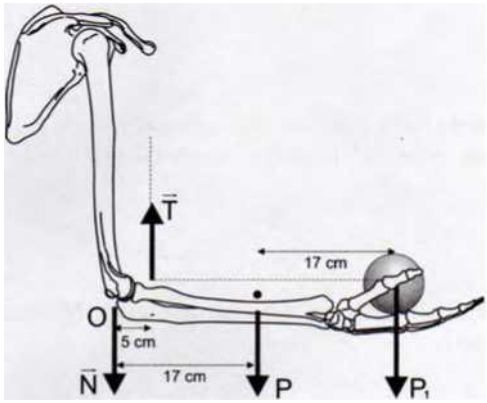


Figura 1-11

Fie P = 1 kp greutatea antebrațului pe care trebuie să o presupunem aplicată la centrul de greutate .

Prima condiție de echilibru ne permite să scriem:

$$T = N + P + Pi$$

A doua condiție de echilibru, calcularea momentelor cu semnul lor corespunzător față de O și considerând că momentul forței N este zero, se traduce prin ecuația:

$$T5\text{-}P17\text{-}Pi34 = 0$$

Aceste ultime două ecuații formează un sistem care, odată rezolvat, ne permite să obținem valorile necunoscutelor N și T. Rezultatele sunt N = 21,8 kp și T = 25,8 kp.

Elasticitate. Conceptul de stres sau oboseală

În secțiunile anterioare, am considerat corpurile analizate ca fiind nedeformabile sub influența forțelor aplicate, ceea ce nu este întotdeauna cazul. Adesea, forțele aplicate provoacă deformări ale corpurilor.

Elasticitatea este studiul relației dintre forțele aplicate și deformările rezultate. Un corp este considerat elastic dacă suferă o deformare elastică ; adică, dacă își recapătă forma și dimensiunile *inițiale* atunci când forțele aplicate sunt îndepărtate. În caz contrar, dacă deformările sunt permanente, corpul se numește inelastic sau plastic. Majoritatea corpurilor pot fi considerate elastice dacă forțele exercitate asupra lor nu sunt prea mari.

Aplicăm o forță F unui corp. Considerăm suprafața S reprezentată de MN în Figura 1-12. Dacă această suprafață este în echilibru, atunci o forță F trebuie să acționeze asupra ei.

Figura 1-12

Forța R, așa cum este desenată, a cărei magnitudine va coincide cu cea a lui E. Definim *tensiunea* sau *oboseala (* <J>) ca fiind cotientul dintre forța R și suprafața S.

Deformație unitară datorată tensionării sau compresiunii. Modulul lui Young. Raportul lui Poisson

$\phi = \frac{}{S}$

o forță de tracțiune E aplicată la celălalt capăt al său.

Figura 1-13

Pe măsură ce valoarea lui F crește, lungimea (1) a barei va crește, l0 fiind lungimea inițială . Definim *deformația unitară* (e) ca raportul dintre alungirea absolută a barei l-lo și lungimea sa inițială lo-. Adică:

Forța aplicată F înseamnă o oboseală sau o solicitare <f> pentru bară și generează o deformare unitară e. Pe măsură ce F crește, am obține un grafic ca cel din figura 1-14.

Prima parte a acestui grafic este o linie dreaptă; aceasta înseamnă că dacă 4> este mai mic decât d>i, ne aflăm în limita elastică a barei și, prin urmare, dacă eliminăm forța, bara va reveni la lungimea inițială.

Dacă tensiunea depășește <f>i, la îndepărtarea forței, bara nu își va recupera lungimea inițială și va apărea o deformare permanentă. Dacă oboseala sau tensiunea depășește <J> $_{r}$, bara se va rupe.

Dacă ne mișcăm în limita elastică, se verifică așa-numita lege a lui Hooke, care afirmă că deformările unitare sunt proporționale cu tensiunile, adică:

e = K<t>

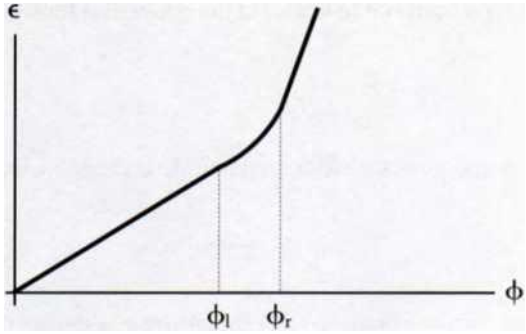


Figura 1-14

Dacă înlocuim definițiile deformației și tensiunii unitare în expresia anterioară:

izk = K Z
cel/cea/cei/cele

Inversa constantei K este reprezentată de obicei prin E și se numește *modulul lui Young.* Această constantă este caracteristică fiecărui corp și, cu cât valoarea sa este mai mare, cu atât deformația unitară a corpului este mai mică pentru o anumită solicitare.

Tot ceea ce tocmai am explicat poate fi aplicat și scurtării barei care s-ar produce dacă am schimba direcția forței F.

În bara exemplificată, atunci când are loc o alungire, este evident că există o scădere a ariei secțiunii sale transversale. Dacă So este aria secțiunii transversale corespunzătoare lungimii inițiale l_0 și S este aria corespunzătoare lungimii 1, se poate verifica experimental că scăderea unitară a ariei secțiunii transversale S este proporțională cu alungirea unitară. Aceasta poate fi exprimată ca:

So-S_ ct 1-LP

Numai

Constanta <r, caracteristică fiecărui corp, este cunoscută sub numele de *coeficientul lui Poisson*
.

Deformare la forfecare. Modul de forfecare

Dacă aplicăm o forță pe fața superioară a unui corp cu bază fixă, precum cel din Figura 1-15 , se va produce o deformare precum cea prezentată. Secțiunile paralele cu baza alunecă una peste alta, rezultând o modificare a formei, dar nu și a volumului.

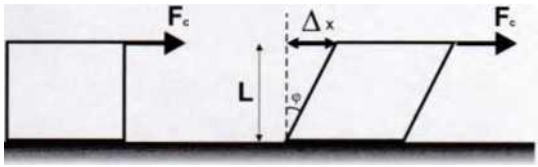


Figura 1-15

Forța tangențială sau de forfecare este asociată cu o tensiune sau efort numit tensiune de forfecare:

$$. -CĂTRE$$
$$^{C.}\ s$$

Deformarea la forfecare este definită din tangenta trigonometrică a unghiului <p din figură:

$$Topor$$
$$.g<p=—$$

Relația dintre tensiunea de forfecare și deformare este:

$$4>_{c} = Me \bullet tg <p$$

Coeficientul M_{c} este cunoscut sub numele de *modul de forfecare* și este caracteristic fiecărui corp capabil să sufere această deformare.

Capitolul 2
Biochimia țesutului conjunctiv și a țesutului muscular

R. Segura Cardona

Țesutul conjunctiv și țesutul muscular constituie împreună cea mai abundentă masă din corpul uman. Funcțiile lor sunt foarte diferite, iar activitatea lor metabolică este destul de distinctă. Țesutul conjunctiv, așa cum sugerează și numele său, determină coeziunea sau asocierea celulelor din diferitele organe și interrelația dintre diferite organe, precum și configurația și menținerea posturii. Țesutul conjunctiv se caracterizează printr-o matrice extracelulară extinsă și, prin urmare, prezintă o activitate metabolică relativ scăzută, limitată la componentele sale celulare. Țesutul muscular constituie un sistem unic, înzestrat cu capacitatea de a transforma direct energia chimică în energie mecanică, ceea ce conferă animalelor libertate de mișcare și capacitatea de a efectua atât muncă mecanică, cât și intelectuală, deoarece, în cele din urmă, mușchii sunt organul de expresie al creierului. Activitatea metabolică a țesutului muscular este relativ ridicată și, mai important, foarte variabilă în raport cu intensitatea și durata efortului și cu masa musculară implicată.

Țesut conjunctiv

Țesutul conjunctiv derivă din stratul mijlociu al organismului embrionar, sau mezoderm (a cărui rămășiță la vârsta adultă se numește mezenchim) și constituie o mare parte a masei corporale. Țesutul conjunctiv formează baza diferitelor țesuturi și structuri, cum ar fi oasele, cartilajul, tendoanele, fasciile, capsulele articulare , componentele elastice ale țesuturilor etc., precum și multe dintre structurile care alcătuiesc sistemele hematopoietic și limfopoietic. Pe lângă marea lor diversitate, toate structurile menționate anterior au caracteristica comună că funcția lor depinde în primul rând de calitatea componentelor lor extracelulare și nu, așa cum este cazul în alte organe, de elementele lor celulare.

Țesutul conjunctiv este alcătuit, în termeni relativi, dintr-un număr mic de celule, încorporate într-o matrice compusă dintr-o cantitate abundentă de fluid extracelular, proteine și minerale care mențin în poziție și „lipesc” celulele ce formează parte din diferitele organe și, în cazul țesutului osos, constituie suportul mecanic al corpului nostru.

Celulele țesutului conjunctiv sunt responsabile pentru producerea și menținerea materialului în care sunt dispersate, dar joacă un rol redus în funcția pe care o îndeplinește materialul. Principalele caracteristici și proprietăți ale diferitelor țesuturi

Două structuri ale țesutului conjunctiv depind de conținutul și aranjamentul unei serii de proteine fibroase. În plus, un grup de substanțe situate în spațiul interfibrilar, cunoscute colectiv sub numele de substanță fundamentală, joacă un rol semnificativ. Aceste substanțe constituie un sistem omniprezent, prezent în tot spațiul extracelular, care îi conferă o consistență mai vâscoasă (asemănătoare unui gel) decât una fluidă (asemănătoare unei soluții apoase).

În orice caz, consistența substanței fundamentale și a spațiului fluidului extracelular variază de la un loc la altul și depinde de cantitatea și natura componentelor prezente în fiecare zonă; astfel, aceasta poate varia de la rigiditatea cartilajului hialin până la consistența gelatinoasă a cordonului ombilical sau fluiditatea fluidului situat între diferitele celule musculare.

se evidențiază absența glicogenului (polisaharidă de rezervă) și proporția variabilă de apă (în raport cu rolul său funcțional).

Compoziția diferitelor țesuturi și structuri

	Cartilaj	*Tendon*	*Os*	*Blană*	*Mușchi*
Compus					
Apă	*74%*	60%	25%	62%	70%
Proteină	17%	36%	20%	27%	21%
Polizaharide	8%	3%	3%	1%	1%
Lipide	-	-	5%	10%	7,5%
Minerale (mrnol/l)					
Sodiu	170	90	230	70	25
Potasiu	12	12	40	22	105
Calciu	24	3.5	4.500	4	1
Magneziu	5	7	100	1,5	10

Pielea este considerată țesut conjunctiv deoarece contribuția ectodermului (cu componentele sale celulare active și keratinizate) este relativ mică. În plus, și ca punct de referință, este remarcată compoziția mușchilor scheletici. Este interesant de observat că osul și mușchiul au un conținut total de proteine foarte similar. Cu toate acestea, proteinele musculare sunt în principal intracelulare, în timp ce proteinele osoase sunt extracelulare; mai mult, cea mai mare parte a primelor constituie un element esențial al unui sistem activ, contractil, în timp ce cele din urmă joacă un rol pasiv, de susținere mecanică.

Structura și compoziția țesutului conjunctiv

Componentele de bază ale țesutului conjunctiv sunt foarte similare în toate organele și regiunile corpului, deși proporțiile relative ale fiecăruia dintre ele variază de la un loc la altul.

În fiecare dintre țesuturile și structurile conjunctive, putem distinge:

1. Componentă celulară, alcătuită din elemente capabile să sintetizeze proteine de natură fibrilară, glicoproteine și polizaharide.

2. O matrice extracelulară, alcătuită din molecule de colagen (de natură fibrilară și nefibrilară) și fibre de elastină, glicoproteine (cu caracter structural și modulator) și glicozaminoglicani.

Proteinele țesutului conjunctiv

Molecule de colagen și fibre de colagen

Colagenul constituie aproximativ 25% din masa totală de proteine la vertebrate, fiind cea mai abundentă proteină din organism. Colagenul este o proteină fibroasă, alungită, remarcabilă pentru compoziția sa unică în aminoacizi și aranjamentul specific al moleculelor care formează unitatea sa fibroasă de bază.

Principalul element constitutiv al fibrelor de colagen este *tropocolagenul ,* sintetizat în fibroblaste, dar asamblat în microfibrile în spațiul extracelular. Moleculele de tropocolagen au aproximativ 340 nm lungime și 1,4 nm în diametru, cu o greutate moleculară de aproximativ 285.000 Da . Fiecare moleculă este formată din trei lanțuri polipeptidice (fiecare compus din aproximativ o mie de aminoacizi). Aceste lanțuri polipeptidice se încolăcesc unele în jurul altora într-un aranjament elicoidal, cu 3,3 reziduuri de aminoacizi pe rotație a helixului.

Moleculele de tropocolagen sunt sintetizate în reticulul endoplasmatic rugos, începând cu formarea lanțurilor polipeptidice (lanțuri α), care se caracterizează prin prezența unui număr mare de reziduuri de glicină, prolină și lizină. Aceste lanțuri polipeptidice suferă modificări post-transcripționale induse de hidroxilarea moleculelor de prolină și lizină în poziții specifice și de glicozilarea unui număr de reziduuri de hidroxilizină. Hidroxiprolina conferă stabilitate lanțului polipeptidic, în timp ce hidroxilizina participă la formarea legăturilor încrucișate între lanțurile adiacente. Gradul de glicozilare al moleculelor de hidroxilizină pare să determine diametrul fibrilelor de colagen corespunzătoare. Procesul de hidroxilare, catalizat de prolină hidroxilază și lizină hidroxilază, necesită prezența acidului ascorbic, care menține mediul reducător adecvat pentru ca atomii de fier ai acestor enzime să rămână într-o stare divalentă. După cum se știe, în cazurile de deficit sever de vitamina C, sau acid ascorbic, apar o serie de modificări caracteristice afecțiunii clinice cunoscute sub numele de scorbut, una dintre afecțiunile acesteia fiind tocmai deficitul capacității de hidroxilare.

Trei dintre lanțurile polipeptidice filamentoase ale procolagenului se încolăcesc unul în jurul celuilalt într-o spirală, formând o triplă spirală, cu excepția capetelor extreme , care adoptă o configurație liniară sau întinsă. Interesant este că la ambele capete ale lanțurilor polipeptidice corespunzătoare există o proporție scăzută de glicină, prolină și hidroxiprolină, spre deosebire de porțiunea încolăcită unde predomină acești trei aminoacizi. Prezența acestor regiuni neîncolăcite la ambele capete (în special capătul N-terminal) ale moleculelor de procolagen împiedică aceste lanțuri polipeptidice să se organizeze în structuri globulare sau elipsoidale mari în interiorul celulei. În aparatul Golgi, moleculele de procolagen suferă o glicozilare suplimentară și sunt pregătite pentru transport în spațiul extracelular. Pe partea extracelulară a membranei, un anumit tip de peptidază eliberează o propeptidă din fiecare lanț polipeptidic, care...

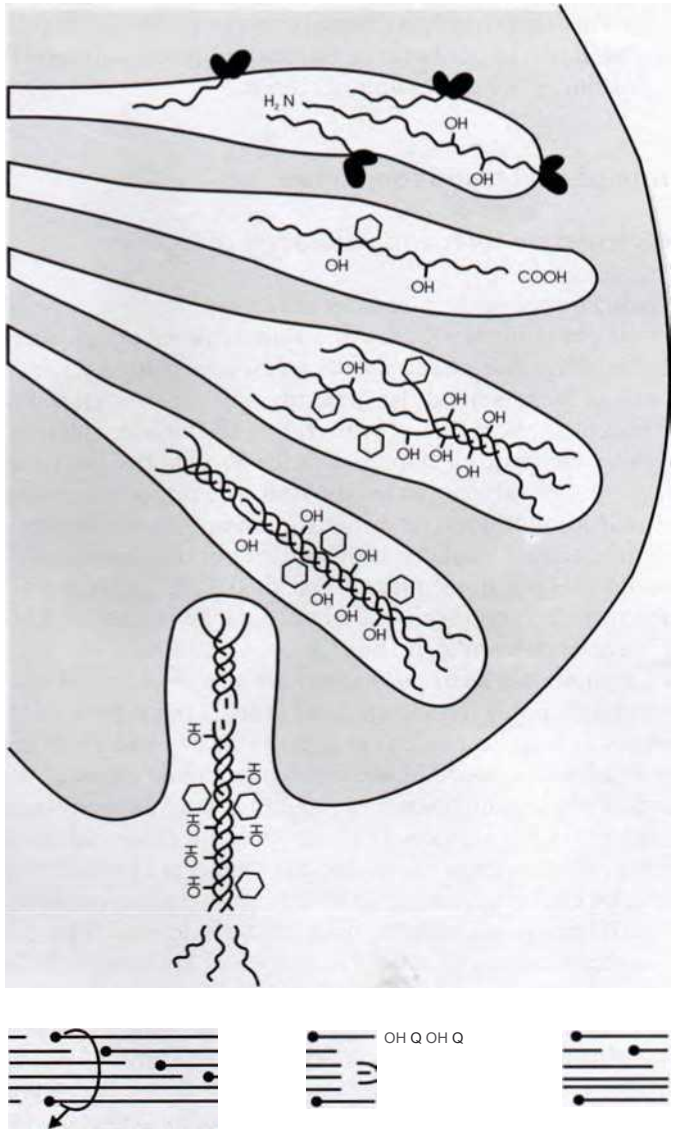


Figura 2-1. Procesos implicados en las distintas etapas de formación de las microfibrillas de colágeno. Síntesis de cadenas pro-a, hidroxilación de residuos de prolina y lisina, glucosilación de residuos de hidroxilinas, autoensamblaje de tres cadenas pro-a en una triple hélice de tropocolágeno y secreción de procolágeno al espacio extracelular.

dă naștere apariției tropocolagenului „matur”, un constituent fundamental al fibrelor de colagen (Fig. 2-1).

Moleculele de tropocolagen se auto-asamblează, formând filamente relativ lungi, cunoscute sub numele de *protofibrile* , care au un diametru de aproximativ 5 nm. Fibrilele de colagen prezintă un model striat, aranjat regulat, perpendicular pe axa lor longitudinală. Moleculele de tropocolagen sunt decalate față de vecinii lor imediați și separate în mod regulat unele de altele printr-un spațiu echivalent cu un sfert din diametrul lor.

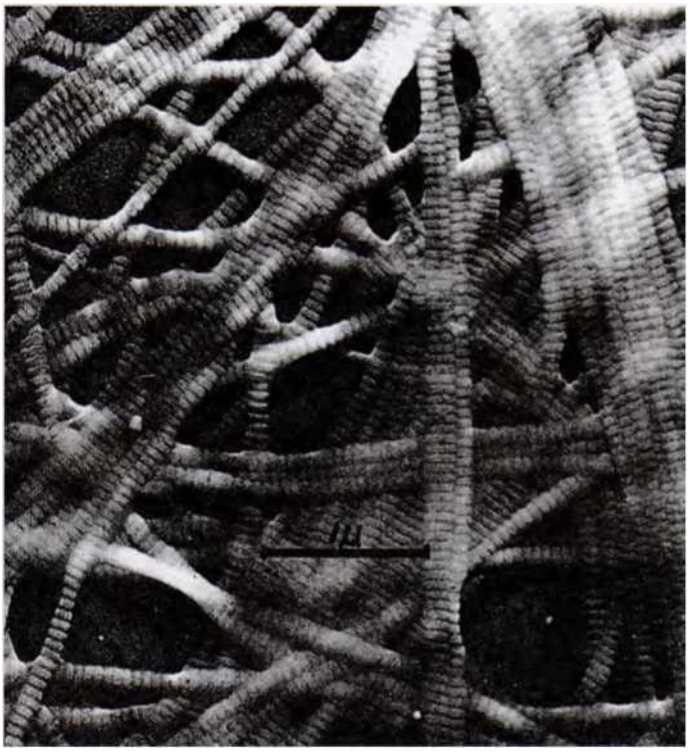


Figura 2-2. Microfotografía, al microscopio electrónico, de un haz disgregado de fibrillas de colágeno.

lungimea totală a moleculei. Această dispunere eșalonată are ca rezultat un grad ridicat de interacțiune electrostatică și hidrofobă între lanțurile polipeptidice adiacente și permite formarea de legături covalente încrucișate între ele. Cu această dispunere, lanțurile sau moleculele de tropocolagen ale primului strat sunt situate la același nivel cu cele din al șaselea strat.

Aranjamentul unic al moleculelor de tropocolagen în această structură fibrilară are ca rezultat faptul că anumite zone ale fibrilelor - cele cu cea mai mare concentrație de molecule de tropocolagen - au un diametru sau o grosime mai mare decât zonele învecinate unde numărul de lanțuri este mai mic. Alternarea zonelor groase, cunoscute sub numele de zone de „suprapunere", și a zonelor subțiri, cunoscute sub numele de zone „goale", conferă fibrilei aspectul ondulat sau ondulat și creează modelul tipic de striații.

Protofibrilele se asociază între ele pentru a forma *microfibrile* (cu un diametru între 10 și 200 nm), *fibrile* de colagen (cu un diametru între 0,1 și 0,5 μm), *fibre de colagen* (al căror diametru variază de obicei între 1 și 12 μm) și *fascicule de fibre* de colagen (Fig. 2-2). Caracteristicile acestor structuri supramoleculare sunt determinate în mare măsură de natura și proporția proteoglicanilor asociați cu ele. Până în prezent, au fost descrise 16 tipuri diferite de fibre de colagen, fiecare cu o compoziție caracteristică legată de tipul și proporția diferitelor lanțuri polipeptidice de procolagen, sau *lanțuri α.* Există mai multe clase de lanțuri α , fiecare codificată de o genă, rezultând diferite tipuri de colagen care diferă prin compoziția chimică, morfologia, proprietățile fizico-chimice, distribuția în diferite țesuturi și caracteristicile funcționale. Unele tipuri de colagen, cum ar fi I, II, III, V și IX, constituie fibre încorporate în...

Tabelul 2-1. Tipuri de colagen

Tip	*Configurația moleculară*	*Greutatea moleculară a lanțurilor* a *(kD)*	*Locație*
Yo	2 xal, a2	95	Corneea, oasele, ligamentele, pielea și tendoanele
II.	3xal	95	Cartilaj, umoarea vitroasă și discurile intervertebrale
al III-lea	3 X până la	95	Intestin, piele, uter și vase de sânge
IV.	a2, a3, a4, a5, a6	170-180	Membrana bazală
V.	3 X până la	120-145	Corneea, oasele, placenta, pielea, tendoanele și vasele de sânge
VI-lea	2 X a2, a3 al, a2, a3	140 340	Cartilaj și cornee Pielea și uterul
VII.	3xal	170	Esofag, piele și membrană amniotică
VIII	2xal,a2	61	C. endoteliu vascular Membrana lui Descemet
IX	al,a2,a3	68-115	Cartilaj, umoarea vitroasă și discurile intervertebrale
X	3xal	59	Calcificarea cartilajului
XI	al,a2,a3	110-145	Cartilajul și discurile intervertebrale
XII	3 X până la	220 340	Cartilaj și tendoane ale pielii
XIII	către	62-67	Cartilaj, epidermă, oase, intestin, mușchi striat și placentă
XIV	3 X până la	220	Cartilaj, piele și tendoane
XV	către	125	Placenta
XVI	către	160	Mușchiul neted al peretelui arterial, pielii, plămânilor și keratinocitelor

matrice interstițială. În schimb, colagenul de tip IV formează o rețea nefibrilară, o componentă fundamentală a membranei bazale a celulelor endoteliale, epiteliale, miocardice și musculare netede. Tabelul 2-1 prezintă principalele caracteristici ale celor mai abundente tipuri de colagen din corpul nostru.

Funcția principală a colagenului este de a ajuta la menținerea formei diferitelor organe și țesuturi și de a preveni deformarea excesivă a structurilor în care este prezent. Fibrele care alcătuiesc tendoanele și cele din piele sunt compuse din fibrile dispuse paralel una cu cealaltă. În schimb, în alte țesuturi, cum ar fi parenchimul pulmonar, fibrilele sunt dispuse mai neregulat . În oase și dinți, fibrele de colagen sunt aranjate într-o rețea tridimensională (stabilizată de un număr mare de legături încrucișate) pe care se depun într-un mod ordonat cristale de hidroxiapatită (o sare de fosfat de calciu). În cartilaj, fibrilele sunt structurate într-o rețea laxă care îi conferă elasticitate și flexibilitate.

În țesutul conjunctiv tânăr sau recent format, cum ar fi în cazul unei cicatrici, fibrele de colagen sunt inițial aranjate aleatoriu și apoi se organizează în funcție de caracteristicile zonei. De-a lungul anilor și în raport cu caracteristicile structurale și funcționale ale fiecărui organ sau țesut, se stabilește un număr progresiv tot mai mare de legături încrucișate, de natură covalentă, provocând o pierdere treptată a elasticității și flexibilității.

Elastina

Elastina, la fel ca colagenul, este o proteină fibroasă care, spre deosebire de colagen, este compusă din molecule asemănătoare unor tije, cu grosimea de aproximativ 10 nm, aranjate aparent aleatoriu, fără o ordine precisă. Din această cauză, elastina, examinată la microscop electronic, prezintă o structură amorfă, dezordonată, căreia îi lipsesc striațiile caracteristice fibrelor de colagen.

Constituentul de bază al elastinei, numit tropoelastină, constă dintr-un singur lanț polipeptidic caracterizat printr-o proporție mare de glicină, prolină și aminoacizi hidrofobi și o proporție mică de reziduuri ionice. În plus, spre deosebire de colagen, reziduurile de lizină și prolină nu sunt hidroxilate. Prin urmare, elastina matură este insolubilă în apă, în special inertă și foarte rezistentă la acțiunea acizilor și alcalinilor diluați, precum și a enzimelor proteolitice.

Molecula de elastină conține un număr considerabil de regiuni sau domenii hidrofobe care alternează cu segmente sau regiuni capabile să formeze legături covalente cu moleculele vecine. Proprietățile elastice ale moleculei și ale fibrelor de elastină în ansamblu sunt determinate de comportamentul acestor segmente hidrofobe. Elastina, care singură ar da naștere unui material dezorganizat, amorf, este orientată și organizată în spațiu pe o schelă sau ghid alcătuit din molecule *de fibrilină* (secretate de fibroblaste sau celule musculare netede). În acest fel, moleculele de elastină se organizează pentru a forma fibre elastice care pot fi întinse la mai mult de 50% din lungimea lor relaxată; odată întinse, fibrele de elastină își pot recupera rapid lungimea inițială.

Datorită funcției lor unice, lanțurile polipeptidice de elastină adoptă o lungime specifică, asemănătoare unei spirale aranjate aleatoriu. Aceste molecule de elastină încolăcite și reticulate se pot întinde și scurta în interiorul plasei tisulare care le ține la locul lor, astfel încât întregul se comportă ca o bandă elastică. Din punct de vedere fizic, un biopolimer cu punți încrucișate între moleculele sale constitutive poate, atunci când este întins, să treacă de la o stare de înfășurare aleatorie la una în care diferitele componente sunt orientate și polarizate într-o poziție definită. Moleculele întinse se adaptează treptat, adoptând o lungime și o formă specifice la atingerea noii poziții, cu un grad crescut de ordine și organizare în cadrul sistemului. Acest grad mai mare de ordine duce la o reducere a entropiei sistemului, care, ca în orice alt caz, tinde să crească spontan și conferă capacitatea de recuperare elastică sau de revenire fibrelor corespunzătoare. Când forța externă, deformantă, încetează, energia „acumulată” în arc permite, printr-un proces de revenire, recuperarea structurii încolăcite aleatoriu, care posedă un grad ridicat de entropie.

Datorită caracteristicilor lor unice, fibrele de elastină sunt un element important în țesuturi precum pielea (unde formează o masă de fibre interconectate),

ligamentele (unde sunt aranjate sub formă de fascicule fibroase strânse), pereții vaselor mari (în care formează straturi sau plăci circulare, fenestrate) etc.

Glicozaminoglicani și proteoglicani

Colagenul, elastina și alte fibrile sunt practic încorporate într-o matrice care le definește și limitează mobilitatea și le întărește stabilitatea . Această matrice este compusă din glicozaminoglicani, un grup particular de polizaharide legate de obicei covalent de anumite proteine (formând proteoglicani) și este cunoscută sub numele de substanță fundamentală sau ciment intercelular al țesutului conjunctiv. Substanța fundamentală este un material amorf, transparent, cu proprietățile unui gel semi-lichid. Apa, împreună cu compușii mici și elementele dizolvate în ea, este slab asociată cu substanța fundamentală; acest lucru creează un mediu care permite trecerea moleculelor și ionilor care se deplasează prin spațiul interstițial și facilitează schimbul de substanțe între sistemul circulator și diferitele organe și țesuturi. Faptul că apa este asociată, într-o proporție mare, cu proteoglicanii explică, de exemplu, de ce este dificil să aspirăm sau să extragem fluid din țesutul conjunctiv folosind o seringă hipodermică.

Substanța fundamentală este compusă dintr-un amestec de polizaharide neramificate , cuprinzând șapte tipuri sau variante distincte, fiecare dintre acestea fiind alcătuită din unități dizaharidice repetitive. Una dintre componentele acestor dizaharide este întotdeauna N-acetilglucozamina sau N-acetilgalactozamina, ceea ce a dus la denumirea de glicozaminoglicani pentru acest tip de compus (cunoscuți anterior sub numele de mucopolisaharide). Glicozaminoglicanii au o sarcină negativă datorită prezenței grupărilor acide în a doua componentă a dizaharidei. Această componentă este întotdeauna un acid hexuronic, cum ar fi acidul glucuronic (derivat din glucoză) sau acidul iduronic (un epimer al acidului glucuronic); toate acestea au o grupare carboxil la carbonul 6 al moleculei și/sau grupări sulfat în alte poziții.

În trecut, acești compuși erau cunoscuți sub denumirea, acum învechită, de mucopolisaharide, care era folosită atât pentru a se referi la proteoglicani, cât și la polizaharidele lor constitutive. Spre deosebire de glicoproteinele prezente pe suprafața celulei sau secretate în mediul extracelular, care sunt compuse din lanțuri ramificate de oligozaharide, glicozaminoglicanii sunt formați din polizaharide liniare alcătuite din unități dizaharidice repetate de un număr considerabil de ori. Așa cum am menționat anterior, unitățile de bază ale acestor dizaharide sunt compuse din glucozamină sau galactozamină și acid glucuronic sau acid iduronic sau, în unele cazuri, galactoză, aranjate într-un model strict alternant și formând polimeri liniari.

Așa cum un număr limitat de aminoacizi poate produce o mare varietate de proteine, câteva molecule bazice pot forma, de asemenea, un număr mare de glicozaminoglicani. Forma monomerilor constituenți condiționează sau determină caracteristicile glicozaminoglicanilor respectivi . Mici modificări sau variații ale configurației monomerilor sau constituenților bazici influențează semnificativ proprietățile derivaților corespunzători; de exemplu, unitatea bazică a sulfatului de condroitină-4 și a sulfatului de dermatan diferă doar prin orientarea grupării carboxil în jurul atomului de carbon 5 al acidului hexuronic corespunzător.

Comportamentul fizico-chimic al acestor compuși, comparativ cu cel al polizaharidelor neutre, este complet diferit, în principal datorită prezenței grupărilor carboxil acide la carbonul 6 (caracteristice acizilor uranici). În plus, gradul lor ridicat de polimerizare determină higroscopicitatea și capacitatea lor excepționale de umflare, sau de retenție a apei, astfel încât acești compuși pot absorbi apă de câteva ori mai mare decât greutatea lor uscată. Astfel, ei contribuie la controlul conținutului de apă al țesutului conjunctiv.

În starea lor liberă, lichidă, moleculele de glicozaminoglican au o configurație extinsă datorită repulsiei electrostatice dintre diversele grupări carboxilate și sulfatate. Integrate în diferiți proteoglicani, acestea formează dispersii cu un grad ridicat de vâscozitate, care pot deveni geluri în funcție de concentrația grupărilor acide libere, pH-ul, tăria ionică a mediului și alți factori. În funcție de gradul de vâscozitate atins, substanța fundamentală acționează ca o barieră, mai mult sau mai puțin rezistentă, la pătrunderea și difuzia particulelor străine în diverse organe și țesuturi.

Când este prezent un număr mare de grupări acide libere, neesterificate, ionii divalenți (cum ar fi ionii de calciu) pot induce gelatinizarea sistemului prin formarea de punți sau legături încrucișate între lanțurile adiacente. Procesul de gelatinizare este favorizat în plus de interacțiunile hidrofobe dintre grupările metil ale moleculelor adiacente, precum și de esterificarea grupărilor hidroxil la atomi de carbon C-4 și C-6 cu acid sulfuric. Gelurile de polizaharide și proteoglicani hidratați se caracterizează prin rezistența lor ridicată la compresiune, care, împreună cu prezența fibrelor de colagen împletite, le conferă o mare rezistență la deformare.

Familia glicozaminoglicanilor este împărțită în trei clase distincte, pe baza tipului de zaharuri constitutive și a legăturilor dintre acestea. Aceste clase sunt următoarele:

1. Cel al acidului hialuronic, un polizaharid liber.
2. Cel care conține glicozaminoglicani, cum ar fi heparan sulfatul, heparina și keratan sulfatul.
3. Cel care conține galactozaminoglicani, cum ar fi sulfatul de condroitină și sulfatul de dermatan.

Acidul hialuronic este glicozaminoglicanul predominant în țesutul conjunctiv lax, fiind singurul care nu are grupări sulfat esterificate cu niciuna dintre grupările hidroxil ale dizaharidei. Acest compus nu este legat covalent de proteine. În schimb, ceilalți glicozaminoglicani, cum ar fi sulfatul de condroitină-4, sulfatul de condroitină-6, sulfatul de dermatan, sulfatul de heparină, sulfatul de keratan etc., sunt legați covalent de diferite tipuri de proteine, formând ceea ce sunt cunoscute sub numele de proteoglicani (cunoscuți anterior sub numele de mucoproteine). Este demn de remarcat faptul că 90-95% din masa moleculară a proteoglicanilor corespunde porțiunii hidrocarbonate (glicozaminoglicanii). Odată formați, proteoglicanii se pot asocia, prin interacțiuni necovalente, cu acidul hialuronic, formând complexe sau agregate mari.

Spre deosebire de majoritatea proteinelor, moleculele de proteoglicani, precum și glicozaminoglicanii, nu sunt suficient de flexibile pentru a forma structuri globulare, ci își mențin o formă alungită, ocupând un volum sau un spațiu foarte mare în raport cu masa lor mică. În plus, datorită prezenței grupurilor de

Tipul anionic de pe partea laterală a moleculei, care este de natură polară, se comportă ca un compus extrem de hidrofil care reține o cantitate mare de apă și, în același timp, ioni electropozitivi (în special sodiu). Aceste caracteristici stau la baza spațiului fluid extracelular și conferă țesutului conjunctiv turgorul său particular.

Proprietățile mecanice ale țesutului conjunctiv depind de prezența, în substanța fundamentală, a proteinelor fibroase secretate în spațiul extracelular, care sunt încorporate în substanța fundamentală unde interacționează cu componentele acesteia prin atracții ionice, legături de hidrogen și forțe Van der Waals.

Tipuri de țesut conjunctiv

Celulele țesutului conjunctiv, împreună cu produsele lor (fibre de colagen, fibre de elastină, substanță fundamentală etc.), se pot combina în diverse proporții, dând naștere la diferite tipuri sau varietăți de țesut conjunctiv. Acestea se disting prin componenta lor predominantă sau prin caracteristicile lor structurale și funcționale. În general, putem distinge următoarele tipuri sau varietăți de țesut conjunctiv:

1. Țesut conjunctiv în sens strict: lax și dens.
2. Țesut cartilaginos.
3. Țesut osos.
4. Țesut conjunctiv cu caracteristici speciale: elastic, reticular-hemocitopoietic, mucos și adipos.

Țesut conjunctiv în sens strict

Țesut conjunctiv lax

Este cel mai abundent tip de țesut conjunctiv din organism. Acționează ca material de umplutură între diferitele fibre și fascicule musculare, susține diferite tipuri de celule epiteliale (în piele, mucoase și glande) și formează un strat protector sau o pernă pentru vasele de sânge și limfatice. Are o consistență delicată și este flexibil, dar nu foarte rezistent la tensiune.

Țesutul conjunctiv lax posedă toate elementele constitutive ale țesutului conjunctiv propriu-zis, fără o predominanță marcată a vreunuia dintre ele: fibroblaste, macrofage și alte tipuri de celule (ca elemente active), fibre de colagen și elastină (ca componente pasive, formate) și substanță fundamentală (ca componentă pasivă, amorfă).

Țesut conjunctiv dens

Este alcătuit din aceleași tipuri de componente ca și țesutul conjunctiv lax, dar are un conținut și o proporție mai mare de fibre de colagen, ceea ce îi conferă o rezistență mai mare, dar o flexibilitate mai mică. În funcție de aranjamentul fibrelor de colagen, se disting două variante de țesut conjunctiv dens: neregulat și regulat.

În țesutul conjunctiv dens neregulat, fibrele de colagen sunt aranjate în fascicule care nu au o orientare specifică, ci formează o rețea tridimensională. Această organizare le permite să reziste relativ bine forțelor de tracțiune sau deformabilitate exercitate din orice direcție. În țesutul conjunctiv dens neregulat, fasciculele de fibre de colagen sunt orientate într-o direcție specifică, determinată de poziția și funcția lor. Orientarea fibrelor de colagen este determinată de direcția forțelor de tracțiune la care este supus țesut, astfel încât acesta să poată oferi o rezistență mai mare forțelor care acționează în mod obișnuit asupra sa.

Tendoanele sunt cel mai caracteristic exemplu de țesut conjunctiv dens regulat. Sunt structuri alungite, cilindrice, care servesc drept legătură și transmit forța între mușchi și oase. Tendoanele sunt compuse în principal din fibre de colagen intercalate cu o anumită cantitate de substanță fundamentală. Fibroblastele sunt împrăștiate în masa fibroasă, cu o densitate celulară scăzută. Fibrele de colagen sunt organizate în fascicule primare, care formează grupuri mai mari, sau fascicule secundare, care sunt învelite sau înconjurate de țesut conjunctiv lax care conține vase de sânge și nervi. Partea cea mai exterioară a tendonului este acoperită de o capsulă de țesut conjunctiv dens. Datorită conținutului ridicat de fibre de colagen, tendoanele sunt inextensibile și de culoare albă.

Țesut cartilaginos

Cartilajul poate fi considerat un gel ferm, menținut în poziție de o plasă sau rețea de fibre de colagen și elastină, prezente în proporții variabile. Mai multe tipuri de cartilaj (hialin, fibros, elastic) se disting în funcție de conținutul lor de colagen și elastină. Cartilajul hialin este un țesut transparent, omogen și este o componentă fundamentală a suprafețelor articulare; cartilajul fibros este un material dur, opac, care se găsește în meniscul genunchiului; cartilajul elastic, de culoare galbenă, formează structura de bază a auriculei, a epiglotei etc. (Fig. 2-3).

Celulele prezente în cartilaj sunt fibroblaste specializate, cunoscute sub numele de condrocite, care sunt împrăștiate (ca niște insule mici) în matricea extracelulară pe care ele însele au contribuit la generarea ei. Cartilajul este o structură avasculară, nedrenată de vase limfatice (și nici nu are inervație), astfel încât aportul de oxigen și nutrienți necesari activității celulare se realizează din vasele de sânge ale țesuturilor înconjurătoare, cu difuzia particulelor prin substanța fundamentală. Din această cauză, cartilajul nu poate depăși o anumită lățime sau grosime, caracteristică fiecărei zone.

Cartilaj hialin

Cartilajul hialin este compus din apă, care reprezintă aproximativ 75% din masa sa totală, și fibre de colagen și proteoglicani, în părți aproximativ egale, care constituie restul de 25%. Examinate la microscop optic, fibrele de colagen nu sunt de obicei invizibile, deoarece au același indice de refracție ca și substanța fundamentală. Cei mai abundenți proteoglicani din cartilaj

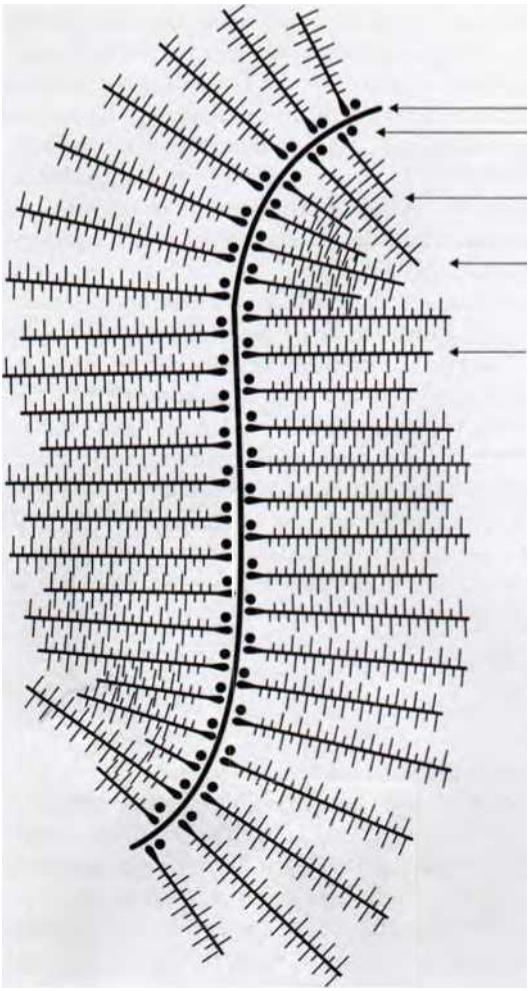


Figura 2-3. Model de structură de tip perie, compusă din agregate de proteoglicani, prezentă în cartilajul articular. Subunitățile proteoglicanice constau dintr-o structură polipeptidică centrală de care sunt atașate covalent oligozaharidele de keratan sulfat și condroitină sulfat. La rândul lor, aceste subunități sunt asociate, cu ajutorul proteinelor de ancorare, la filamente lungi de acid hialuronic.

hialinele sunt sulfatul de condroitină și sulfatul de dermatan, responsabile, datorită hidrofilicității lor pronunțate, pentru conținutul ridicat de apă al acestui tip de cartilaj.

Cartilajul hialin este cel mai abundent tip de cartilaj din corpul nostru și participă la numeroase - funcții, în mare parte datorită flexibilității sale ridicate. Formează o parte din nas, laringe, capetele centrale sau ventrale ale coastelor (în punctele de interconectare cu sternul), inelele traheei și bronhiilor și așa mai departe. Cartilajul hialin este prezent și pe suprafața articulară a diferitelor articulații din corpul nostru. În plus, acest cartilaj formează modelul cartilaginos al majorității oaselor în timpul dezvoltării embrionare și este componenta fundamentală a plăcilor epifizare ale oaselor în creștere.

Când se formează această structură, celulele mezenchimale sunt situate de-a lungul liniei de formare a cartilajului (celule condrogene), își schimbă morfologia și se acumulează în zone sau centre cu densitate celulară mare (cunoscute sub numele de centre de condrificare) unde se formează și se concentrează un număr mare de celule derivate din acestea, cunoscute acum sub numele de condroblaste. Condroblastele sintetizează și secretă diverși

compuși care constituie matricea extracelulară și, treptat, devin prinse sau izolate în interiorul acesteia.

Condroblastele înconjurate de matrice extracelulară se numesc condrocite, care sunt încă capabile să se dividă și să formeze grupuri de două până la patru celule în fiecare dintre zonele în care au fost izolate. Pe măsură ce celulele din cadrul fiecăruia dintre aceste grupuri mici produc mai mult material extracelular, ele se îndepărtează mai mult, într-un proces prin care cartilajul crește sau se extinde din „interior"; acest tip de creștere sau expansiune este cunoscut sub numele de creștere interstițială.

În schimb, celulele situate la periferia cartilajului se diferențiază pentru a forma fibroblaste, care produc un țesut conjunctiv dens și neregulat, cunoscut sub numele de perichondru. Acest țesut este responsabil pentru creșterea și menținerea cartilajului din această zonă. Perichondrul are două straturi: un strat exterior, fibros, care conține fibre de colagen de tip I și, în mod natural, fibroblaste, împreună cu o rețea vasculară; și un strat interior cu o densitate celulară mai mare, compus din celule condrogene. Aceste din urmă celule se diferențiază în condroblaste, care sunt responsabile de sintetizarea matricei extracelulare. Datorită acestui aranjament, cartilajul se extinde sau crește și la periferie printr-un proces cunoscut sub numele de creștere apozițională.

Creșterea interstițială are loc doar în stadiile inițiale ale formării cartilajului hialin (cu toate acestea, cartilajul articular, căruia îi lipsește pericondrul, se extinde doar prin creștere interstițială). Cartilajul din restul corpului (cu excepția celui care formează plăcile epifizare) crește în principal prin juxtapunere sau apoziție.

Matricea cartilajului hialin conține în principal fibre de colagen de tip II și cantități mici de fibre de colagen de tip IX, X și XI. Fibrele de colagen de tip II formează fascicule de dimensiuni medii, deși grosimea lor crește odată cu distanța față de celulele care le-au format. Orientarea fibrelor de colagen este legată de tensiunile și forțele de compresiune și decompresie la care este supus cartilajul în fiecare zonă. Astfel, în cartilajul articular, fibrele din apropierea suprafeței sunt dispuse paralel cu aceasta, în timp ce cele situate mai adânc sunt orientate preferențial în coloane mai mult sau mai puțin curbate.

În cartilajul hialin articular, rețeaua de fibre de colagen îl ancorează la osul subiacent, oferind în același timp rezistență la tracțiune. Fibrele de colagen și proteoglicanii din substanța fundamentală lucrează împreună ca o unitate funcțională și sunt responsabili pentru proprietățile mecanice ale suprafeței articulare. Cartilajul articular prezintă o capacitate remarcabilă de a se deforma și de a reveni la forma inițială, precum și de a compensa neregularitățile minore de pe suprafața osoasă. Acest lucru permite distribuirea sarcinii sau a presiunii exercitate asupra cartilajului pe o suprafață mai largă și mai uniformă în timpul diferitelor mișcări. În cele din urmă, cartilajul articular acționează ca un amortizor, capabil să absoarbă sau să reducă impactul potențial dăunător cauzat de creșterile bruște ale sarcinii sau presiunii asupra osului. În orice caz, netezimea cartilajului și capacitatea sa de a rezista atât forțelor de tracțiune, cât și celor de compresie sunt esențiale pentru funcția sa pe suprafața articulară.

*Fibrocartilaj (**fibrocartilaj**)*

Cartilajul fibros conține un număr mare de fibre de colagen de tip II și o cantitate mică de substanță fundamentală, predominant sulfat de condroitină și sulfat de dermatan. Cartilajul fibros conține, de asemenea, o cantitate mică de

cartilaj hialin și elastic. Spre deosebire de cartilajul hialin și elastic, cartilajul fibros nu are perichondru.

În fibrocartilaj se găsește un număr mic de condrocite, dispersate în matricea extracelulară. Acestea provin din fibroblaste atunci când acestea din urmă încep să producă proteoglicani. Produșii sintetizați de componentele celulare învelesc și izolează treptat celulele, care în cele din urmă se încorporează în substanța rezultată din propria activitate și se transformă în condrocite.

Cartilajul fibros este o componentă fundamentală a discurilor intervertebrale, a simfizei pubiene, a discurilor articulare și a altor structuri. Cel mai caracteristic și reprezentativ exemplu de cartilaj fibros sunt discurile intervertebrale. Aceste discuri, acoperite de un strat de cartilaj hialin, sunt situate între suprafețele articulare a două vertebre consecutive. Fiecare disc are un centru gelatinos, cunoscut sub numele de nucleul pulpos, care conține acid hialuronic din abundență și celule derivate din notocord, care dispar spre sfârșitul adolescenței. Cea mai mare parte a nucleului pulpos este înconjurată de un inel fibros, alcătuit din straturi juxtapuse de fibrocartilaj dispuse vertical între cele două straturi de cartilaj hialin care intră în contact cu suprafața articulară a celor două vertebre. Inelul fibros oferă rezistență la forțele de tracțiune, în timp ce nucleul pulpos rezistă în principal forțelor de compresie.

Cartilaj elastic

Așa cum sugerează și numele, cartilajul elastic conține numeroase fibre de elastină, conferindu-i o nuanță gălbuie caracteristică. Aceste fibre elastice, cu diametre variabile , sunt ramificate și împrăștiate în matricea extracelulară, fiind înconjurate de o cantitate mică de fibre de colagen de tip II. Acest lucru conferă structurii o flexibilitate semnificativ mai mare decât cartilajul hialin și fibros.

Acest tip de cartilaj formează o parte a pavilionului (urechilor), a canalelor auditive externe și interne, a epiglotei, a laringelui etc.

Țesut conjunctiv special

Material elastic

Este compus din fascicule paralele de fibre elastice mari intercalate cu fibre mici de colagen și fibroblaste aplatizate care ocupă spațiul dintre primele. Datorită conținutului ridicat de elastină, acest țesut are o culoare gălbuie caracteristică. Cea mai importantă proprietate funcțională este elasticitatea sa pronunțată. Una dintre zonele în care se găsește o cantitate mare de țesut elastic este ligamentul galben al coloanei vertebrale.

Țesut reticular

Este compus din fibre reticulare, strâns asociate cu celulele reticulare și formează structura care delimitează și susține diversele celule găsite în organele hematopoietice (măduva osoasă hematopoietică și organele limfoide). Celulele reticulare sunt fibroblaste specializate în formarea fibrelor reticulare.

Țesut mucos

Caracteristica definitorie a acestui țesut este predominanța marcată a substanței fundamentale amorfe și numărul mic de fibroblaste. Datorită conținutului ridicat de acid hialuronic, cuplat cu un conținut scăzut de fibre de colagen și un conținut și mai mic de fibre elastice și reticulare, țesutul mucos prezintă o consistență gelatinoasă. Țesutul mucos al cordonului ombilical, cunoscut sub numele de jeleu Wharton, este cel mai reprezentativ exemplu al acestui tip de țesut conjunctiv.

Biochimia contracției musculare

Mișcările corpului, munca fizică, sunt efectuate prin intermediul mușchilor . Când un mușchi se contractă, își schimbă forma, se scurtează și apropie două puncte sau învinge rezistența. Pomparea sângelui de către inimă, mișcarea alimentelor prin tractul digestiv, mișcările respiratorii și, mai presus de toate, menținerea posturii corpului și mișcarea corpului, toate se realizează prin contracția musculară. Putem spune că întreaga diversitate nesfârșită de manifestări externe efectuate de animale, inclusiv cele ale speciei umane, sunt legate de un singur proces fundamental: contracția musculară. Orice „idee" sau „sentiment" care apare în creier ajunge, direct sau indirect, în mușchi.

Executarea unor mișcări fine, eficiente și coordonate depinde de integritatea sistemului muscular, precum și de cea a sistemului nervos, și de utilizarea corectă a energiei mecanice produse de fibrele musculare atunci când acestea acționează asupra unui sistem relevant de pârghii osoase. Spre deosebire de articulații și oase, mușchii sunt sub control voluntar; prin urmare, este necesar să înțelegem în detaliu dinamica celulei musculare și funcția acesteia pentru a înțelege și aprecia beneficiile pe care le poate oferi sistemului nervos și pentru a evalua capacitățile și limitele sale.

Mușchiul poate fi considerat o „mașină" care transformă direct energia chimică, potențială, în energie mecanică în condiții foarte blânde (la temperatura camerei și presiune atmosferică normală). Multe celule sunt capabile să transforme energia derivată din diverse procese metabolice în lucru mecanic, folosind sisteme rudimentare de susținere și mișcare; luați în considerare mișcarea lentă a unei amoebe sau mișcarea leucocitelor în spațiile celulare. Atunci când are loc specializarea celulară, apar și se dezvoltă structuri fibroase, care acționează ca elemente de susținere și participă la procesul de contracție. Celulele musculare conțin un număr mare de miofibrile, care sunt elementele active, motorii, orientate paralel cu axa principală a celulei.

La metazoare, se pot distinge două tipuri fundamentale de celule musculare : celulele musculare netede și celulele musculare striate. Mușchiul scheletic la vertebrate este compus din celule striate, în timp ce mușchiul visceral este în general neted și aproape întotdeauna prezintă o activitate spontană, automată. Mușchiul cardiac ocupă o poziție intermediară: are striații transversale, dar prezintă și activitate spontană. După cum se va explica mai târziu, caracterul striat este determinat de prezența unor benzi sau zone alternante luminoase și întunecate de-a lungul axei principale a fibrei sau celulei musculare.

Structura mușchilor scheletici

Mușchiul scheletic, cunoscut și sub denumirea de mușchi striat sau voluntar (deoarece acționează în general sub control conștient), este un organ complex alcătuit din numeroase celule sau fibre musculare, grupate în fascicule sau mănunchiuri de o teacă de țesut conjunctiv. Vasele de sânge se ramifică în interiorul mușchiului, formând o rețea vasculară fină și complexă ce permite fiecărei celule musculare să intre în contact strâns cu capilarele sanguine, prin care are loc schimbul de substanțe dintre celule și sânge. Fibrele nervoase formează, de asemenea, o rețea complexă ce furnizează terminații nervoase fiecărei celule musculare, colectând și transmițând simultan informații de la sistemul musculo-scheletic la sistemul nervos central.

Celulele musculare, numite și fibre musculare, sunt alungite și au formă de fus, cu o lungime care variază de la câțiva milimetri la câțiva centimetri. Diametrul sau grosimea fibrelor musculare este în medie de 30 până la 40 μm, variind de la 10 la 100 μm. Fiecare fibră musculară are numeroși nuclei situați excentric, deplasați de elementele fibroase din interiorul fibrei. Fibra musculară este închisă de o membrană numită sarcolem. Citoplasma solubilă, cunoscută sub numele de sarcoplasmă, înconjoară organitele intracelulare, inclusiv miofibrilele, mitocondriile și nucleii celulari.

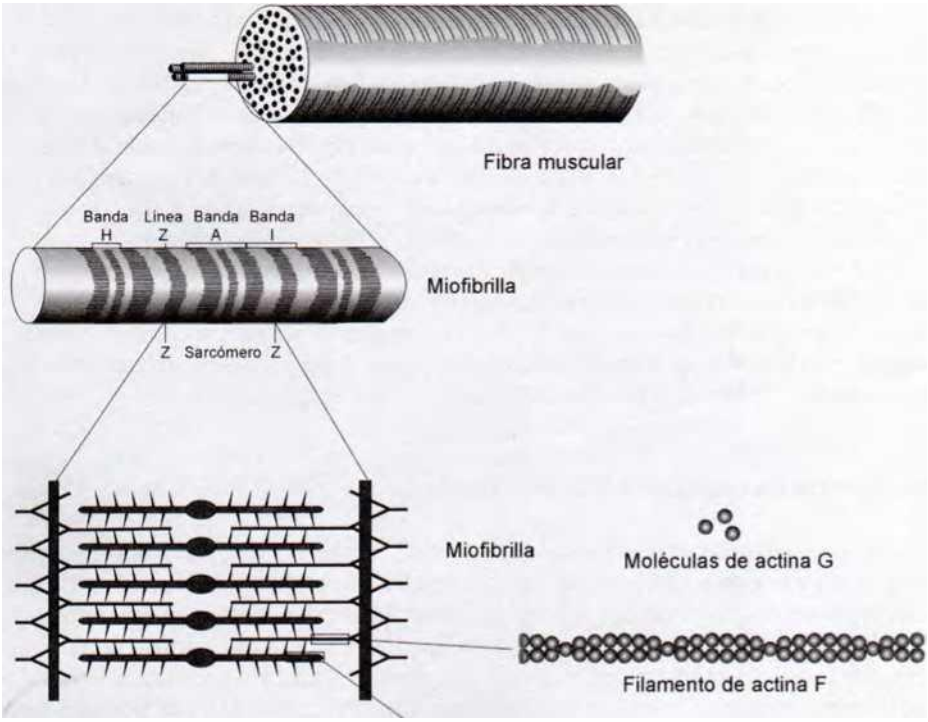
Fiecare fibră musculară conține numeroase miofibrile, elemente fibroase cu grosimea de 0,5 până la 2 μm, care sunt aranjate ordonat în interiorul celulei musculare. Miofibrilele , care au benzi alternante luminoase și întunecate, sunt grupate în fascicule paralele, astfel încât zonele corespunzătoare fiecărui tip de bandă să coincidă la același nivel, dând întregului aspectul unor discuri care traversează întreaga fibră musculară.

Aspectul striațiilor miofibrilei și al fibrei musculare în ansamblu depinde de punctul focal al microscopului. Dacă microscopul este focalizat puțin sub fibra musculară, sunt vizibile benzi alternante luminoase și întunecate. În aceste condiții, benzile întunecate corespund unor regiuni sau segmente care conțin material cu un indice de refracție ridicat, care este și birefringent sau anizotrop, de unde și denumirea lor: benzi A. Benzile luminoase au un indice de refracție mai mic și nu sunt birefringente sau anizotrope, ci izotrope, de unde și denumirea lor: benzi I. În centrul fiecărei benzi A se află o bandă cu indice de refracție mai mic, numită zona H; Pe de altă parte, în centrul fiecărei benzi 1 există o linie subțire și densă de material care prezintă un indice de refracție ridicat, deci foarte întunecată, care este cunoscută sub numele de linia Z (din germanul *zwischen* = între) (fig. 2-4).

Există o relație strânsă între gradul de birefringență al benzilor A și puterea contractilă pe unitatea de greutate a mușchilor similari. În diferite tipuri de atrofie musculară, reducerea forței pe unitatea de greutate a mușchiului este însoțită de o scădere paralelă a gradului de birefringență a benzilor A corespunzătoare.

Structura miofibrilelor

Descrierea miofibrilei prezentată de histologia clasică a fost confirmată și extinsă cu date noi obținute prin microscopie interferențială și microscopie electronică . Fiecare miofibrilă este alcătuită din filamente subțiri, numite miofilamente, dispuse longitudinal, cu o distribuție perfect stabilită și repetitivă regulată. Există două tipuri de miofilamente—



Filament de miozină

Molecule de miozină

Figura 2-4. Structura unei miofibrile. Aranjamentul miofilamentelor în sarcomer și constituția miofilamentelor groase (miozină) și subțiri (actină).

Filamentele din interiorul miofibrilei îi determină aspectul striat pe baza aranjamentului lor. În banda A, există miofilamente groase cu un diametru de 10-11 nm și o lungime de 1.500 nm (1,5 pm), distanțate la aproximativ 45 nm, extinzându-se de la un capăt al benzii A la celălalt. În banda I, miofilamentele sunt mai subțiri, cu un diametru de 5-8 nm. Aceste miofilamente, provenind din linia Z, au 1.000 nm (1,0 pm) lungime, se extind dincolo de banda I și pătrund într-o oarecare măsură în banda A, între miofilamentele groase. În zonele în care ambele tipuri de miofilamente coexistă sau se suprapun, materialul prezintă cel mai mare indice de refracție. În această regiune, fiecare miofilament gros este înconjurat de șase miofilamente subțiri, formând un aranjament hexagonal; la rândul său, fiecare miofilament subțire este înconjurat de trei miofilamente groase.

Distanța de separare dintre filamentele groase și cele subțiri este de numai 15 până la 20 nm.

Unitatea structurală și, într-o oarecare măsură, funcțională a miofibrilei este porțiunea de substanță dintre două linii Z consecutive. Această unitate, cunoscută sub numele de sarcomer, se repetă de mii de ori de-a lungul miofibrilei. Fiecare sarcomer este alcătuit din banda A în porțiunea sa centrală și fiecare dintre jumătățile adiacente ale benzii I pe laturile sale. Lungimea sarcomerului variază în funcție de speciile de animale; este de aproximativ 2,5 μm la broaște și 2,3 μm la iepuri. În general, există o relație inversă între lungimea sarcomerului și frecvența de contracție a mușchiului corespunzător; astfel, s-a observat că la insecte, mușchii rapizi ai aripilor au sarcomere mai scurte de 1,8 μm, în timp ce mușchii mai lenți ai picioarelor au sarcomere mai lungi de 3,5 μm.

În timpul contracției musculare, banda I scade în grosime, zona H scade și ea și poate dispărea în cele din urmă, iar liniile sau discurile Z se apropie mai mult, dar banda A rămâne neschimbată.

Compoziția biochimică a miofibrilei

Miofibrilele mușchiului striat conțin patru proteine principale: miozină, actină, tropomiozină și troponină. Miozina formează baza filamentelor groase, în timp ce celelalte trei fac parte din filamentele subțiri. Pe lângă aceste patru proteine de bază, miofibrila conține multe alte proteine a căror funcție, în unele cazuri, nu a fost încă determinată. Cea mai abundentă proteină este miozina, reprezentând 44% din totalul proteinelor, urmată de actină, care constituie 22%. Tropomiozina și troponina contribuie fiecare cu 5% la totalul proteinelor miofibrilare.

Proteinele prezente în miofibrilă

Componentă	*Locație*	*Greutate moleculară*
Miozină	Filament gros	485.000
Actină	Filament subțire	42.000
Tropomiozină	Filament subțire	68.000
Troponină	Filament subțire	70.000
TnC		18.000
TNT		31.000
Tnl		21.000
Titina	„Filament” de uniune	800.000
Proteina C	Filament gros	140.000
Miomesina	Linia M	X 165.000
a-actinină	Linia Z	185.000
Ș-actinină	Filament subțire	71.000
y-actinină	Filament subțire	35.000
Creatinchinază	Linia M	84.000

Deși toate proteinele miofibrilare sunt implicate în contracție, fiecare are o funcție specifică. Procesul de bază al contracției musculare este determinat în principal de interacțiunea dintre actină și miozină. Cu toate acestea, aceste două proteine singure sunt insuficiente pentru a produce contracția în mușchiul intact; tropomiozina și troponina sunt implicate direct în activarea și reglarea procesului contractil.

Miozină

Miozina este o moleculă mare cu o greutate moleculară de 485.000 Da. Are forma unei crose de golf, cu o porțiune lungă, liniară și o porțiune globulară, ovală, mai scurtă . În total, molecula are o lungime de 150 nm și o grosime de aproximativ 2 nm în porțiunea liniară și 5 nm în porțiunea globulară. Miozina este formată din șase lanțuri polipeptidice: două lanțuri mari, cu greutate moleculară mare, și patru lanțuri mici, cu greutate moleculară mică. Cele două lanțuri mari sunt înfășurate unul în jurul celuilalt și formează lanțurile grele sau subunitățile, în timp ce cele patru lanțuri ușoare sunt atașate la suprafața porțiunii globulare și formează lanțurile ușoare sau subunitățile.

Porțiunea de coadă a moleculei de miozină poate fi disociată de restul moleculei prin digestie parțială cu tripsină. Fragmentele rezultate sunt cunoscute sub numele de *meromiozină ușoară,* porțiunea „coadă", cu o greutate moleculară de 145.000 Da, și *meromiozină grea, porțiunea „cap"* mai scurtă , care are o greutate moleculară aproximativă de 340.000 Da. Meromiozina grea posedă activitate enzimatică, este capabilă să hidrolizeze adenozin trifosfatul (ATP) și constituie cea mai importantă parte funcțională a moleculei; regiunea globulară a meromiozinei grele interacționează cu și se leagă puternic de actină în timpul procesului contractil. În schimb, porțiunea liniară, sau coada, a moleculei nu prezintă activitate enzimatică, ci, în schimb, determină toate caracteristicile de solubilitate și agregare ale moleculelor atunci când formează filamentul gros; acest segment al moleculei are o configurație aproape complet elicoidală. Fiecare lanț polipeptidic din acest segment se înfășoară în jurul altuia, formând o structură cu dublă spirală. Meromiozina grea poate fi disociată, prin digestie cu papaină, în trei fragmente: două de tip Si și unul de tip S2. Toată activitatea enzimatică și interacțiunea cu actina rezidă în fragmentele de Si.

Fiecare filament gros este compus din câteva sute de molecule de miozină asociate între ele în regiunea liniară, sau crosa, a crosei de golf, cu care seamănă întreaga moleculă. Structura de bază a fiecărui filament gros constă dintr-un agregat de molecule de miozină aranjate astfel încât toate cele din partea dreaptă să aibă capetele poziționate și orientate spre capătul drept al filamentului, urmând principiul „polarității", în timp ce cele din partea stângă a filamentului sunt poziționate și orientate spre capătul stâng, urmând tot principiul polarității. Partea centrală a filamentului, unde se proiectează cozile moleculelor de miozină situate în regiunile periferice, nu are capetele de miozină și, prin urmare, nu are activitate enzimatică. Cozile, sau porțiunea liniară, ale moleculelor de miozină aderă sau se asociază una cu cealaltă, formând coloana vertebrală a filamentului, în timp ce capetele ies în evidență și se proiectează lateral în perechi, orientate unul spre celălalt (adică formând un unghi de 180°) și separate, sau distanțate de-a lungul miofilamentului, cu 14,3 nm. Rezultatul este formarea unui fascicul de molecule de miozină, cu butoane sau proeminențe care se proiectează lateral și afișează un model ce se repetă la fiecare 42,9 nm de-a lungul filamentului gros.

Actina

Actina este principalul constituent al filamentelor subțiri. Unitatea de bază a filamentelor subțiri este G-actina, sau actina globulară, cu o greutate moleculară de

42.000 Da. G-actina se agregă spontan pentru a forma un polimer cunoscut sub numele de F-actină, sau actină filamentoasă, cu o greutate moleculară mult mai mare decât monomerul globular. În mușchiul intact, actina se găsește doar sub forma EA. Filamentele de actină se încolăcesc într-o dublă helix cu un pas caracteristic. Fiecare monomer de actină, sau G-actină, are un diametru sau axă majoră de 5,4 nm. Deoarece există șapte monomeri de actină între un punct de intersecție și următorul, distanța dintre punctele de intersecție este de aproximativ 37 nm. La rândul său, aranjamentul monomerilor de actină pe fiecare dintre „fire" sau polimerii de actină nu este exact același pentru cele două componente, dar există un anumit grad de deplasare între ele; acest lucru determină ca, de-a lungul filamentului subțire, să apară un monomer sau o unitate de G-actină la fiecare 2,7 nm.

Actina se leagă strâns de capetele miozinei și stimulează activitatea enzimatică ATP-ază a miozinei; ambele funcții sunt esențiale pentru procesul contractil. Pe lângă aceste funcții, filamentele de actină oferă structura de suport pentru proteinele reglatoare (troponina și tropomiozina) pentru a se atașa și a-și exercita efectele.

Tropomiozină

Tropomiozina este o proteină foarte stabilă, cu proprietăți unice ca proteină fibrilară. Împreună cu troponina, formează ceea ce este cunoscut sub numele de „tropomiozină nativă", un complex prin care ionii de calciu reglează ciclul de contracție/relaxare al complexului actină-miozină.

Tropomiozina este o moleculă alungită, asimetrică, cu o greutate moleculară de aproximativ 68.000 Da și o lungime de 38,5 nm, și are o configurație elicoidală pe aproape întreaga sa lungime. Cea mai importantă caracteristică a tropomiozinei este capacitatea sa de a forma perechi de agregate, încolăcite una în jurul celeilalte într-o dublă spirală, poziționate de-a lungul șanțului sau canalului format de cele șapte reziduuri de actină care se întind pe distanța dintre încrucișările filamentului subțire. Când mușchiul este relaxat, tropomiozina este localizată strategic, blocând locurile de interacțiune de pe fiecare monomer de actină care activează capetele de miozină corespunzătoare. Atâta timp cât tropomiozina se află în această poziție (sau configurație), miozina nu este capabilă să hidrolizeze ATP-ul (cel puțin nu în rata necesară pentru a produce contracția musculară). Pentru ca activarea miozinei și contracția fibrelor musculare să aibă loc, tropomiozina trebuie să se „miște" din poziția sa blocată și să elibereze zonele monomerului de actină care interacționează cu capetele de miozină.

Troponină

Troponina este o proteină globulară cu o greutate moleculară aproximativă de 70.000 Da. Prezintă o afinitate specială pentru ionii de calciu și tropomiozină. Este compusă din trei polipeptide sau subunități: troponina C (TnC), troponina T (TnT) și troponina I (TnI).

Moleculele de troponină sunt atașate la un capăt al catenelor sau lanțurilor de tropomiozină prin intermediul subunității TnT, cu două molecule de troponină distanțate la aproximativ 38,5-40 nm de-a lungul filamentului subțire. Celelalte două subunități de troponină, TnC (care leagă calciul) și TnI (subunitatea inhibitoare), leagă ionii de calciu și inhibă,

respectiv, activarea miozinei de către actină. Când suficient calciu se leagă de subunitatea C a troponinei (TnC), întreaga moleculă își schimbă configurația. Acest lucru determină tropomiozina să se deplaseze mai adânc în șanțul sau canalul format de catenele de actină din filamentul subțire, modificând astfel gradul de interacțiune actină-miozină și sporind semnificativ activitatea ATP-azei capetelor de miozină.

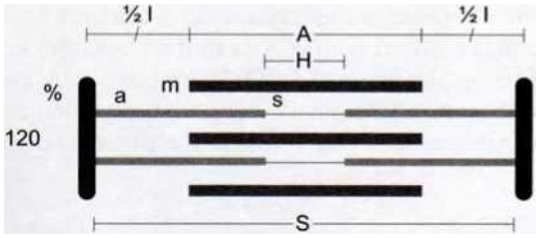
Dinamica contracției musculare

Când un mușchi în repaus este întins pasiv, banda A rămâne neschimbată, în timp ce banda I se lărgește. În schimb, atunci când un mușchi se contractă activ, banda A rămâne și ea neschimbată, dar banda I scade progresiv în grosime sau lățime, chiar dispărând complet atunci când gradul de scurtare depășește o anumită valoare. Acest comportament este explicat prin așa-numita teorie a alunecării, propusă în urmă cu aproape cincizeci de ani de A.F. Huxley și Niedergerke și de H.E. Huxley și Hansen. Conform acestei teorii, miofilamentele subțiri, compuse din actină (ca element de bază) și troponină și tropomiozină, alunecă concentric peste miofilamentele groase de miozină fără nicio modificare a lungimii lor. Astfel, fiecare sarcomer experimentează un anumit grad de scurtare pe măsură ce fiecare dintre capetele sale, sau liniile Z, se apropie de porțiunea sa centrală . Deși fiecare sarcomer se poate scurta doar cu cel mult 1 pm față de poziția sa de repaus, scurtarea miilor de sarcomere aranjate în serie, pe care le conține o fibră musculară, determină ca aceasta să poată suferi un grad considerabil de scurtare (fig. 2-5).

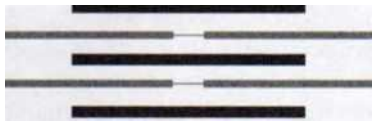
Dovezile care confirmă această teorie provin din observații efectuate atât cu microscoape optice, cât și electronice, precum și din studii care utilizează tehnici extrem de sofisticate, cum ar fi rezonanța paramagnetică, difracția cu raze X, urmărirea markerilor fluorescenți etc. Examinarea microfotografiilor obținute secvențial cu microscopul optic arată că, pe măsură ce mușchiul se contractă și lungimea fiecărui sarcomer scade, lățimea semibenzilor I și a zonei H scade proporțional cu gradul de scurtare a sarcomerului, în timp ce lățimea benzii A rămâne neschimbată. Mai mult, studiile efectuate cu microscopul electronic demonstrează că atât filamentele groase, cât și cele subțiri își mențin aceeași lungime, indiferent de gradul de scurtare a sarcomerului. În aceste circumstanțe și așa cum se arată în Figura 2-5, ceea ce are loc este o deplasare concentrică sau „alunecare", de la discurile sau liniile Z ale fiecărui sarcomer, a filamentelor subțiri peste cele groase, astfel încât primele ocupă o proporție progresiv mai mare din spațiul central al sarcomerului, iar spațiul corespunzător zonei H se reduce.

Aceste modificări sunt evidente și ușor de verificat pentru variațiile lungimii fibrelor musculare atunci când sarcomerele au o lungime (sau lățime) mai mare de 2 μm. În schimb, atunci când fibra musculară prezintă un grad mai mic de scurtare, iar sarcomerele corespunzătoare au o lungime mai mică de 2 μm, imaginea este mai complexă din cauza suprapunerii sau a plasării filamentelor subțiri ale unei jumătăți a sarcomerului peste cele ale celeilalte jumătăți.

Forța care determină deplasarea relativă a unui tip de filament față de celălalt provine ca urmare a interacțiunii dintre capetele de miozină, prezente în filamentele groase (unde acestea proeminează lateral față de axă sau coloana vertebrală).



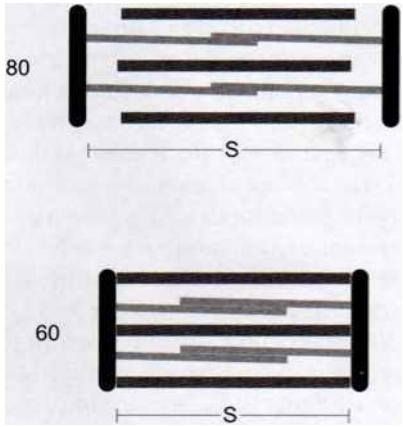
S 2.8 pm
A 1,5 pm
I 1,3 pm



S 2,3 pm
A 1,5 pm
I 0,8 pm

90

S 2,0 pm
A 1,5 pm
I 0,5 pm



S 1.8 pm
A 1,5 pm
I 0,3 pm

S 1,5 pm
A 1,5 pm
I 0 pm

Figura 2-5.
Diagrama procesului de scurtare a unui sarcomer, prin alunecarea miofilamentelor subțiri peste cele groase.
A, banda A;
a, miofilament delgado (de actină); I, banda I;
m, gruesus miofilament (de myosin);
Da, sarcomer.

(dintre acestea) și moleculele de actină situate pe filamentele subțiri. Capetele de miozină, care formează un unghi de aproximativ 90° cu axa filamentului gros, se leagă strâns de puncte specifice de pe moleculele de actină și apoi suferă o mișcare de vâslire sau flexie de aproximativ 45°, trăgând după ele structura de care s-au atașat (filamentul subțire). În acest moment, capetele de miozină se desprind sau se „disociază" de punctele de atașare și revin

la poziția lor inițială, unde „se confruntă” cu alte puncte de pe filamentul subțire , inițiind o nouă mișcare sau ciclu de atașare-flexie-tragere-disociere-extensie (sau recuperarea poziției verticale).

Procesul de atașare sau interacțiune a capetelor de miozină cu moleculele de actină este cunoscut sub numele de stabilire a „punților încrucișate” între cele două filamente. Având în vedere orientarea (polaritatea) și simetria capetelor de miozină situate de o parte și de alta a sarcomerului, mișcările succesive de îndoire pot fi comparate cu două echipe sau grupuri care vâslesc spre centrul benzii A. Acest lucru are ca rezultat apropierea progresivă a filamentelor subțiri spre partea centrală , reducând astfel distanța dintre discurile sau liniile Z și scurtând mușchiul corespunzător.

Pentru a obține un efect vizibil, fiecare etapă sau ciclu de fixare-flexie-tragere- disociere-extensie trebuie repetat de mai multe ori, deoarece în fiecare ciclu se realizează o deplasare relativă de aproximativ 10 nm, ceea ce corespunde unei scurtări de doar 1 % din lungimea sarcomerului în repaus.

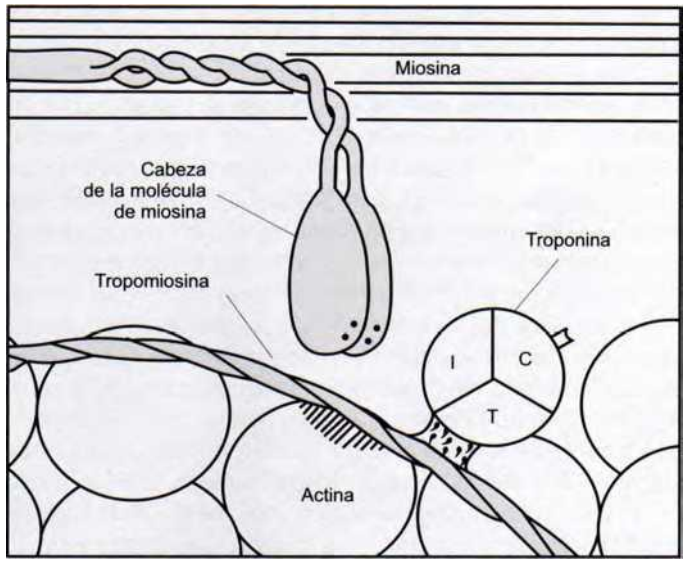
Energia necesară pentru a induce modificările pe care le suferă capetele de miozină (și care au fost comparate grafic cu mișcările unei echipe de canotaj pe o barcă) se obține prin hidroliza ultimei legături fosfat a ATP-ului și eliberarea produșilor acestuia. Datorită dimensiunilor lor mici, este imposibil să se observe direct ciclul de formare și disociere a punților transversale dintre cele două filamente (mișcările de flexie și extensie ale capetelor de miozină, ca în mișcarea de canotaj); cu toate acestea, avem date indirecte considerabile care confirmă această interpretare.

Capetele de miozină sunt capabile să hidrolizeze ATP-ul pe cont propriu. Cu toate acestea, o fac într-un ritm foarte lent: se estimează că un singur cap de miozină poate hidroliza doar o moleculă de ATP la fiecare douăzeci de secunde sau mai mult, ceea ce în mod evident nu permite generarea de energie la rata necesară sau consumată în timpul unei contracții normale. De fapt, primele molecule de ATP care se leagă de capetele de miozină sunt scindate rapid la ultima legătură fosfat , dar produșii de reacție, ADP și fosfat, se separă sau se disociază foarte lent și rămân pentru o anumită perioadă de timp în situsul activ al enzimei , încetinind sau blocând astfel întregul proces.

procesului de disociere a ADP și fosfatului ar constitui factorul limitativ în procesul de hidroliză a ATP de către capetele de miozină izolate, fără legătură cu actină. Cu toate acestea, atunci când se adaugă actină sau este adăugată *in situ,* Capetele de miozină interacționează cu regiuni sau zone specifice ale monomerilor de actină, deblocând procesul și provocând o hidroliză explozivă a ATP-ului (cu eliberarea corespunzătoare a produselor sale) . Se estimează că, în aceste condiții , fiecare cap de miozină este capabil să hidrolizeze o moleculă de ATP la fiecare 50 de milisecunde , astfel încât rata de transformare a ATP-ului este acum de 400 de ori mai rapidă decât atunci când miozina acționează singură.

Pe baza informațiilor din paragraful anterior, se poate spune că actina potențează (activează) acțiunea hidrolitică, ATP-ază, a miozinei, accelerând eliberarea produșilor de reacție și eliberând centrul activ pentru a acționa asupra noilor molecule de ATP . În realitate, actina filamentoasă (actina polimerizată), și nu monomerii de actină, are capacitatea de a activa miozina .

Imediat înainte și în timpul reacției care duce la disocierea ADP și fosfatului, rezultată din hidroliza ATP -ului, actina și miozina sunt strâns legate între ele, formând un complex cunoscut sub numele de acto-miozină. Când ATP-ul este scindat și energia stocată în sistem este eliberată, are loc o modificare a configurației.



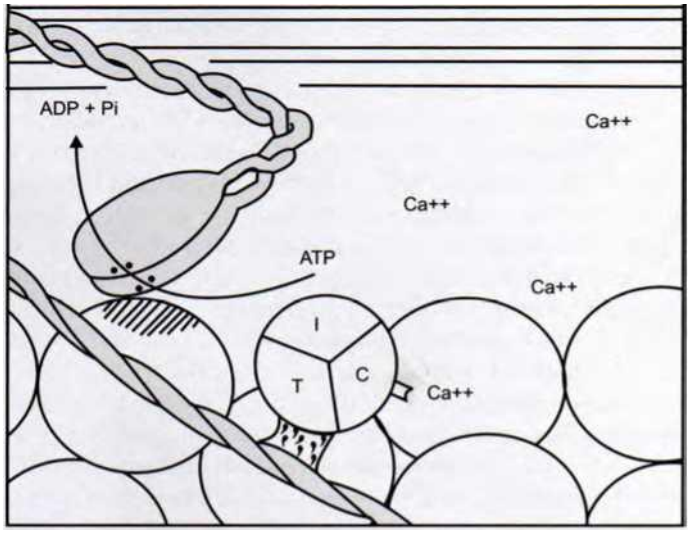


Figura 2-6. Mecanismul prin care are loc alunecarea miofilamentelor subțiri (actină) peste filamentele groase (miozină). Contracția începe atunci când ionii de calciu interacționează cu subunitatea TnC a troponinei, situată pe miofilamentul subțire. A. Repaus. B. Activare.

Configurația capetelor de miozină, echivalentă cu o mișcare de vâslire sau flexare în jurul axei principale a filamentului gros, trage filamentul subțire pe o distanță scurtă spre centrul sarcomerului (Fig. 2-6). Pentru ca acest proces să se repete și pentru ca capetele de miozină să se atașeze de noi situsuri de legare, miozina trebuie să se desprindă sau să se disocieze de punctul în care a fost atașată de filamentul subțire. Acest lucru se poate realiza doar prin introducerea unei molecule noi de ATP pe capul de miozină. Din acel moment, complexul miozină-ATP se separă de actină, capetele de miozină adoptă o nouă configurație, revin la o poziție „verticală" sau extinsă și poate începe un nou ciclu. Astfel, procesul are loc prin formarea și dizolvarea, într-o manieră ciclică, periodică, a

unor complexe temporare de acto-miozină, în detrimentul participării ATP-ului la procesele de asociere și disociere dintre actină și miozină.

Când acest proces are loc *in vitro, adică* într-o eprubetă, interacțiunea repetată dintre actină și miozină, alimentată de ATP, produce o reducere progresivă a concentrației acestui nucleotid și acumularea consecutivă de ADP și fosfat. Când concentrația de ATP scade sub un anumit nivel minim, procesul este blocat, iar actina și miozina se leagă permanent între ele, rezultând formarea unui precipitat dens, sau a unui grup proteic, cunoscut sub numele de superprecipitat de acto-miozină. În mușchiul intact, acest proces corespunde fenomenului cunoscut sub numele de rigor mortis, o condiție atinsă din aceleași motive care împiedică disocierea complexului actină-miozină *in vitro.* Odată cu moartea unei persoane sau a unui animal, sinteza ATP încetează, iar ATP-ul prezent în momentul morții este degradat, deși foarte lent , de activitatea ATP-azei capetelor de miozină. Când concentrația de ATP scade sub o anumită valoare, capetele de miozină rămân atașate de locurile de legare a actinei corespunzătoare, iar mușchiul devine „înghețat", rigid, în poziția în care se află în acel moment.

Rolul ionilor de calciu în reglarea contracției musculare

Polimerii de actină (F-actină sau actina filamentoasă) izolați de celelalte componente care alcătuiesc filamentele subțiri ar activa permanent și continuu capetele de miozină, rezultând o hidroliză continuă a ATP până la epuizarea completă. În schimb, actina prezentă în filamentele subțiri intacte, complete, nu are capacitatea de a activa miozina decât dacă ionii de calciu sunt prezenți la o concentrație minimă.

Calciul necesar pentru declanșarea procesului contractil în mușchiul intact provine în principal din rezervele acestui ion în structurile intracelulare cunoscute sub numele de reticulul sarcoplasmatic (reticulul endoplasmatic neted al celulei musculare). În plus, mitocondriile (care tamponează excesul de calciu) și calciul extracelular (care curge din afara celulei în spațiul intracelular pentru a „întări" fluxul intern) joacă, de asemenea, un rol în dinamica ionilor de calciu.

Controlul sau reglarea gradului de activare a capetelor de miozină de către actină și, prin urmare, a intensității hidrolizei ATP-ului, are loc prin interacțiunea ionilor de calciu cu troponina și, indirect, cu tropomiozina , proteine „reglatoare" izolate la sfârșitul anilor șaizeci, când Ebashi și Cois le-au descoperit rolul în procesul de contracție musculară.

Concentrația de calciu în citoplasma unei celule musculare în repaus este foarte mică, de ordinul a 100.000 ^{M}, ceea ce este de aproximativ 100.000 de ori mai mică decât cea a calciului liber prezent în mediul înconjurător. Atunci când mușchiul este excitat corespunzător, are loc o eliberare rapidă de calciu din depozitele reticulului sarcoplasmatic, cu o creștere semnificativă a concentrației sale în spațiul citoplasmatic. Aceasta este urmată de hidroliza rapidă a ATP-ului și de dezvoltarea forței sau tensiunii de către celula musculară, care, în anumite limite, este proporțională cu concentrația ionilor de calciu.

Ionii de calciu se leagă de subunitatea C (TnC) a troponinei, care are patru situsuri de legare a calciului. Pe măsură ce

ionii de calciu se leagă de troponina C, configurația complexului troponicinic se modifică, ceea ce, la rândul său, modifică configurația tropomiozinei, de care este strâns legată. Această modificare conformațională a tropomiozinei este urmată de îndepărtarea „blocului" pe care această peptidă îl exercita asupra situsurilor de activare a miozinei , situate pe monomerii de actină corespunzători. Acest lucru stimulează în cele din urmă activitatea ATP-azei moleculelor de miozină, rezultând transducția energiei chimice a ATP în energie mecanică și scurtarea sarcomerului.

Contracția musculară depinde de disponibilitatea ionilor de calciu la o concentrație adecvată, iar relaxarea este determinată de o reducere a concentrației intracelulare a acestor ioni sub o valoare critică. Tranziția rapidă între starea de contracție și cea de relaxare depinde de fluxul adecvat de ioni de calciu între reticulul sarcoplasmatic și miofibrilă.

Reticulul sarcoplasmatic este compus dintr-o rețea de tubuli și vezicule care înconjoară - miofibrilele. Când un impuls nervos ajunge la o celulă musculară, membrana, sau sarcolema, se depolarizează, afectând permeabilitatea membranelor care alcătuiesc reticulul sarcoplasmatic. De îndată ce permeabilitatea acestor membrane crește, ionii de calciu, stocați în interiorul reticulului, difuzează pasiv în mediul lor imediat, intră în contact cu miofilamentele din vecinătatea lor și se leagă de subunitatea C a troponinei , declanșând secvența de reacții care culminează cu activarea miozinei și hidroliza ATP-ului. Când stimularea încetează, membrana celulară se repolarizează, reticulul sarcoplasmatic recapturează activ ionii de calciu dispersați în timpul depolarizării precedente, iar activitatea contractilă încetează.

Depolarizarea membranei reticulului sarcoplasmatic, care duce la eliberarea ionilor de calciu, începe la placa motorie terminală (punctul în care terminațiile nervoase intră în contact și se leagă de celula musculară). Pentru ca toate miofibrilele unei anumite fibre musculare să se contracte uniform, fără contracții eșalonate și nu unele înaintea altora, membrana celulei musculare are multiple invaginări, cunoscute sub numele de tubuli transversali, care pătrund până în cele mai profunde părți ale celulei și intră în contact cu membranele care constituie reticulul sarcoplasmatic, oricât de departe ar fi aceste membrane de suprafață .

De o parte și de alta a fiecărui tub transversal (sau tub T) se află o expansiune sau o cisternă a reticulului sarcoplasmatic. Complexul format dintr-un tub transversal și două cisterne adiacente atașate acestuia este cunoscut sub numele de triadă. În triade, depolarizarea suferită de membrana celulară și propagată de-a lungul tubulilor transversali provoacă o modificare a permeabilității sistemului reticulului sarcoplasmatic, cu o eliberare rapidă și intensă de ioni de calciu.

LITERATURĂ

Banks P, Barthey W, Birt LM. Biochimia țesuturilor. John Wiley and Sons. Gartner LP, Hiatt JL. Histologie: Text și atlas. McGraw-Hill. Inter-American. Junqueira LC, Carneiro J. Histologie de bază. 4. ed. Barcelona: Masson.
Lamb DR. Fiziologia exercițiului fizic. McMillan Publishing Co., Inc.

Capitol
Biomecanica osoasă

A. ViLADOT VOEGELL ȘI JC LAWRENCE ROLD

Oasele îndeplinesc două tipuri fundamentale de funcții: *funcții mecanice* de susținere a corpului și de protejare a organelor interne *și funcții fiziologice* de control al metabolismului calciului, fosforului și magneziului.

În studiul osului, acesta poate fi considerat atât ca țesut, cât și ca structură.

Osul ca țesut

Dacă considerăm osul ca țesut, observăm că acesta este alcătuit din: *celule* (osteoblaste și celule de suprafață de repaus, osteocite și osteoclaste) și *substanța intercelulară care* se împarte în substanță organică (colagen, glicoproteine) și substanță anorganică (fosfat de calciu cristalizat).

Celule

Osteoblast

Este o celulă cubică cu citoplasmă bazofilă (aparat Golgi foarte dezvoltat și o cantitate mare de reticul endoplasmatic rugos), care probabil provine din celulele precursoare existente în măduva osoasă.

Osteoblastul este celula care produce os și este responsabil pentru sinteza și organizarea - colagenului și a proteinelor necolagene, precum și pentru mineralizarea osteoidului (colagen organizat). Osteocitele sunt celule care lucrează local la suprafața osoasă și depun osteoid pe suprafețe mineralizate, cum ar fi osul sau cartilajul calcificat.

Când osteoblastul rămâne prins în osteoidul pe care l-a produs și după mineralizarea acestuia, devine osteocit.

Celulă de suprafață în repaus (osteoblast inactiv)

Provine din osteoblaste și este situată pe suprafața osoasă a trabeculelor. Este separată de faza de mineralizare printr-un strat subțire de țesut fibros (osteoid). S-a sugerat că aceste celule au capacitatea de a secreta colagenaze care îl distrug.

formează o mică strată de țesut fibros și, prin urmare, facilitează accesul osteoclastelor în procesul de remodelare osoasă. Nu este clar dacă aceste celule se diferențiază în osteoblaste active.

Osteocit

Se caracterizează ca fiind celula care se găsește în interiorul osului calcificat. Caracteristica sa definitorie este că, deși pare a fi înconjurată de os calcificat, extensiile sale citoplasmatice sunt conectate la cele ale altor osteocite printr-o rețea de canale fine în substanța intercelulară, numite *canalicule* . *Informațiile sunt transmise* prin aceste canalicule de la un osteocit la altul și de acolo la celulele de la suprafața osoasă (osteoblaste, osteoclaste și celule de la suprafața de repaus).

Osteoclastă

Se formează prin fuziunea mai multor precursori mononucleari și se caracterizează prin multinucleație, capacitatea sa de a eroda osul (stimulată de hormonul paratiroidian și inhibată de calcitonină) și de a exprima receptori de calcitonină și fosfatază acidă rezistentă la tartrat.

Osteoclastul este situat pe suprafața osoasă, iar membrana sa citoplasmatică are un aspect de perie în zona de contact cu osul.

Datorită osteoclastelor, are loc modelarea osoasă și calciul este, de asemenea, eliberat în lichidul extracelular.

Osteoclastul resorbe osul în două faze: mai întâi, elimină mineralul prin pomparea ionilor de H^+ generați de anhidraza carbonică din citoplasma sa în os, apoi digeră matricea organică folosind colagenaze acide.

Osteoclastul este o celulă cu viață foarte scurtă, iar sfârșitul său are loc prin apoptoză.

Substanță intercelulară

Se împarte în substanță organică (colagen și glicoproteine) și substanță anorganică (fosfat de calciu cristalizat).

Substanța organică intercelulară este alcătuită din colagen de tip I (85-90%) și o mică proporție din alte proteine: glicoproteine, proteine implicate în aderența celulară, osteocalcină și factori de creștere (10-15%).

Molecula de colagen este formată din trei lanțuri spiralate (lanțuri α) aranjate într-o triplă spirală. Fiecare lanț este compus dintr-o secvență spiralată de tripeptide (în general glicină, prolină și hidroxiprolină).

Componenta anorganică a matricei osoase este formată din fosfat de calciu cristalizat - (hidroxiapatită). Substanța intercelulară osoasă fără hidroxiapatită se numește osteoid.

Matricea osoasă este responsabilă pentru proprietățile biomecanice ale osului. Colagenul oferă flexibilitate și rezistență la tracțiune, în timp ce sărurile minerale asigură duritate, rigiditate și rezistență la compresiune.

Osul ca structură

Dacă considerăm osul ca o structură, observăm că acesta este compus din: os cortical, os spongios, periost și endost, vase de sânge, nervi și măduvă osoasă și inserții musculare (Fig. 3-1).

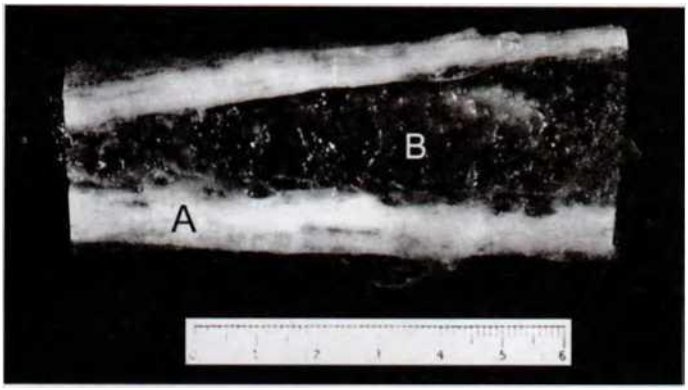


Figura 3-1. Fragmento de la diáñsis del peroné. Clara diferencia entre hueso cortical (A) y hueso esponjoso (B).

Osul posedă proprietăți mecanice caracteristice, care vor fi discutate mai târziu și sunt strâns legate de forma sa. Acestea pot fi studiate atât din punct de vedere macroscopic, cât și microscopic:

1. Formă macroscopică. Forma oaselor reflectă o adaptare la încărcări statice și dinamice, precum și funcția lor de protejare și susținere a organelor adiacente (oase plate).
   Oasele pot fi clasificate în două tipuri: *tubulare* (femur, humerus, tibie etc.) și *netubulare.* Oasele netubulare pot fi împărțite în continuare în oase plate (scapula, craniu etc.) și oase cuboidale (vertebre, oase carpiene, oase tarsale).
2. Formă microscopică. Depinde de organizarea colagenului, de organizarea hidroxiapatitei și de organizarea vaselor de sânge.

În ciuda diferențelor de formă macroscopică, osul prezintă o configurație structurală microscopică similară, indiferent dacă este cortical sau spongios:

1. Configurația lamelară *(os matur).*
2. Configurație nelaminară -plexiformă- sau în rețea *(os imatur).*

Osul matur are o structură laminată, alcătuită din fibre de colagen mineralizate paralele între ele, fie concentric, fie longitudinal.

Osul imatur (numit și os lamelar, os nelamelar etc.) este denumit astfel deoarece fibrele sale de colagen mineralizate nu sunt paralele între ele. Acest tip de os este primul care apare în orice tip de osteogeneză și este ulterior înlocuit de osul lamelar.

În scheletul adult, osul imatur a dispărut complet, dar poate reapărea în cazuri de fracturi, tumori osoase sau în orice situație de creștere a producției de matrice osoasă.

Os cortical matur

Osul cortical este țesutul osos dens, lamelar, care înconjoară osul spongios . Grosimea sa este variabilă, dar în orice caz este format dintr-un sistem complex

de canale care urmează în mare parte un curs paralel cu axa majoră a osului (canale longitudinale) înconjurate de un cilindru de lamele concentrice (fibre de colagen calcificate) între care se găsesc osteocitele.

Prin aceste canale, vasele de sânge pătrund în toate zonele corticalei osoase, astfel încât nu există nicio celulă osoasă care să se afle la o distanță mai mare de 100/150 p de un vas de sânge (fig. 3-2).

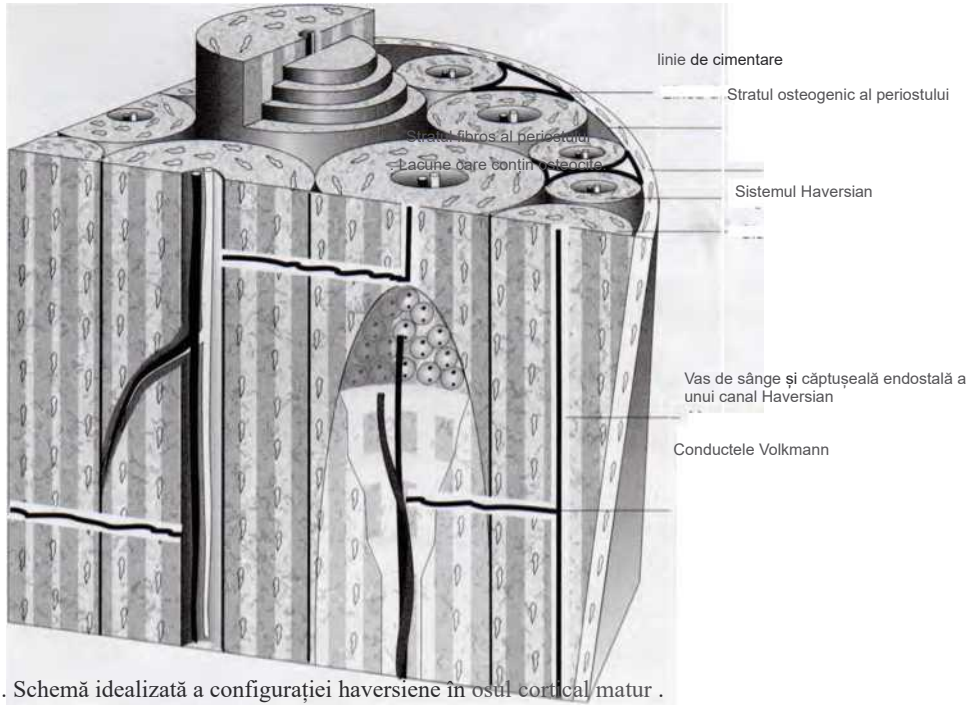
Există și alte canale (canale Volkmann) orientate perpendicular pe axa longitudinală a osului care servesc drept legătură între canalele longitudinale.

Structura cilindrică compusă dintr-un canal central care conține vase de sânge și nervi și înconjurată de straturi concentrice de substanță intercelulară și osteocite se numește *sistemul Haversian sau osteon.*

În oasele lungi, canalele haversiene sunt de obicei paralele cu axa longitudinală a osului și prezintă numeroase ramificații și anastomoze. Înțelegerea noastră despre relațiile tridimensionale ale sistemelor haversiene este foarte limitată din cauza dificultăților tehnice implicate în studiul lor.

Între un canal Haversian și altul, poate exista o porțiune de os lamelar căreia îi lipsește un canal central și ale cărei lamele de colagen calcificate nu sunt dispuse concentric . Această porțiune de os cortical se numește *os interstițial.*

Analiza tridimensională a osului interstițial a arătat că aceste lamele interstițiale sunt continue cu lamele concentrice periferice ale sistemului Haversian și, prin urmare, pot fi considerate o continuare a acestuia.


linie de cimentare
Stratul osteogenic al periostului
Stratul fibros al periostului
Lacune care conțin osteocite
Sistemul Haversian
Vas de sânge și căptușeală endostală a unui canal Haversian
Conductele Volkmann

. Schemă idealizată a configurației haversiene în osul cortical matur .

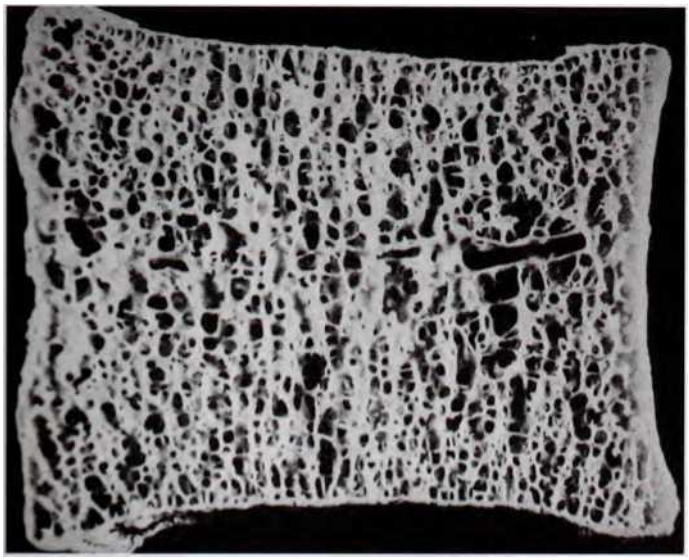


Figura 3-3. Cuerpo vertebral. Complejo sistema de placas óseas y fenestradas conectadas entre sí por columnas redondeadas.

Os spongios matur

Cunoașterea structurii sale se datorează studiilor efectuate asupra crestei iliace și a corpurilor vertebrale .

Acest tip de țesut osos lamelar există în cantități mai mari sau mai mici în toate oasele corpului uman și este aranjat ca o rețea tridimensională de coloane și plăci osoase care sunt înconjurate de os cortical și în continuitate cu acesta prin suprafața sa internă (suprafața endostală).

Trabeculele osului spongios sunt alcătuite din os lamelar non-Haversian , deși ocazional se poate observa un osteon, și sunt orientate astfel încât să obțină rezistența maximă folosind cantitatea minimă de material.

Ne putem imagina osul spongios tridimensional, alcătuit dintr-o serie de plăci osoase, solide sau fenestrate, paralele între ele și conectate prin coloane rotunjite perpendiculare pe aceste plăci. Măduva osoasă este situată în spațiul dintre ele (fig. 3-3 și 3-4).

Grosimea plăcilor și coloanelor nu depășește niciodată 150 p.

, această imagine idealizată variază în funcție de osul în cauză și , uneori, în diferite zone ale aceluiași os.

Pe lângă proprietățile sale mecanice, osul posedă trei caracteristici (*mecanisme adaptive)* care îl fac unic și distinct de alte țesuturi, permițându-i un răspuns dinamic la condițiile în schimbare. Aceste caracteristici sunt:

1. Osul nu este un țesut care rămâne inert odată ce ajunge la maturitate. Dimpotrivă , spre deosebire de alte țesuturi, acesta se schimbă constant pe tot parcursul vieții. Cu alte cuvinte, există un proces constant de remodelare osoasă fiziologică, despre care vom discuta mai târziu, care poate fi modificat de mai mulți factori, inclusiv factori mecanici.

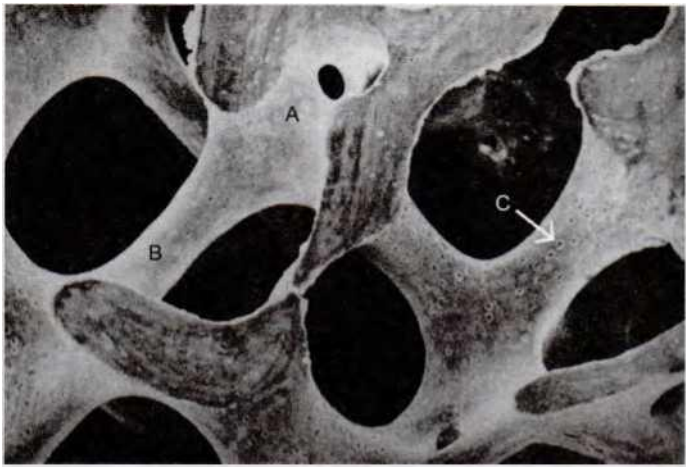


Figura 3-4. Detalle del cuerpo vertebral: placas sólidas (A); columnas redondeadas (B); nótense las lagunas (C) donde se alojan los osteocitos.

2. Osul are un potențial regenerativ mai mare decât orice alt țesut.
3. Osul are o capacitate specială de mineralizare, spre deosebire de alte țesuturi care sunt alcătuite din materiale biochimice similare.

Aceste trei caracteristici influențează, de asemenea, structura osoasă și proprietățile sale mecanice într-un mod specific.

Proprietățile mecanice ale osului

Funcția principală a sistemului osos este de a oferi corpului uman o structură rigidă, permițându-i să-și mențină forma, și articulată, facilitând mișcarea. De asemenea, servește ca punct de ancorare pentru sistemul muscular, permițându-i să-și îndeplinească funcția. Prin urmare, acesta este supus forțelor statice ale greutății corporale și forțelor dinamice ale acțiunii musculare și ligamentelor. Impacturile, accelerațiile și decelerațiile joacă, de asemenea, un rol semnificativ. Contrar a ceea ce ar putea părea, solicitările suportate de os depind mai puțin de greutatea corporală decât de acțiunea musculară sau de variațiile accelerației.

Scheletul uman constituie elementul pasiv al sistemului nostru locomotor, astfel încât forțele sunt transmise de la un os la altul prin articulații, permițând corpului nostru o mare diversitate de posturi și mișcări.

și îndeplini funcția, osul are trei proprietăți mecanice fundamentale : *rezistență,* rigiditate *și elasticitate.* Pentru a înțelege mai bine aceste proprietăți , supunem o probă de material, în acest caz os, unei sarcini, măsurând deformarea rezultată. Rezultatele, reprezentate grafic, dau o curbă sarcină-deformare similară cu cea prezentată în Figura 3-5. În prima parte a curbei (AB), pe măsură ce sarcina crește, crește și deformarea, iar când sarcina este îndepărtată, proba revine la forma sa inițială. Prin urmare, se îndeplinește Legea lui Hooke, conform căreia deformarea este proporțională cu sarcina. Această primă parte a curbei se numește „regiunea elastică". Dacă, pornind de la punctul B, numit și „limita elastică", continuăm să creștem sarcina, observăm că proba continuă să se deformeze.

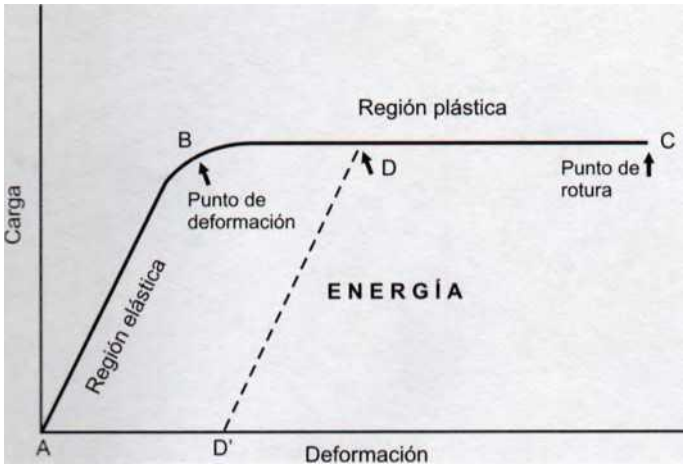


Figura 3-5. Curva de carga-deformación.

formându-se până ajunge la punctul C, sau „punctul de rupere", unde proba se rupe. Zona BC a curbei se numește „regiunea plastică" în care, chiar dacă sarcina asupra probei încetează, aceasta nu își recapătă forma inițială și rămâne deformată.

Forma curbei sarcină-deformare descrise variază în funcție de rata de aplicare a sarcinii. Pe măsură ce rata de aplicare crește, osul devine mai rezistent. Cu alte cuvinte, este necesară o forță mai mare pentru a rupe un os brusc decât pentru a-l rupe lent. *Rezistența probei* poate fi evaluată folosind trei factori: *a)* a) sarcina pe care o poate suporta înainte de rupere; *b)* deformarea pe care o poate suporta înainte de rupere; și *c)* energia pe care o poate stoca înainte de a se rupe.

S-a calculat că osul cortical supus tensionării este capabil să reziste la aproximativ 1.400 kp/cm.

Rigiditatea *eșantionului* este determinată de panta curbei în regiunea elastică și poate fi măsurată folosind modulul de elasticitate al lui Young, care se obține prin împărțirea forței într-un punct din regiunea elastică a curbei la deformarea în acel punct . Prin urmare, cu cât materialul este mai rigid, cu atât modulul lui Young este mai mare.

Așa cum am menționat anterior, osul cortical și osul spongios au structuri diferite , ceea ce duce, în mod logic, la un comportament mecanic diferit . Osul cortical este mai rigid decât osul spongios și poate rezista la o sarcină mai mare , dar la o deformare mai mică. Osul cortical se fracturează atunci când deformarea sa depășește 2% din lungimea inițială, în timp ce osul spongios poate rezista la o deformare de până la 7 % . În plus, datorită structurii sale poroase, osul spongios pare să aibă o capacitate mai mare de stocare a energiei.

Osul este un material anizotrop și, prin urmare, se comportă mecanic diferit în funcție de direcția în care se aplică o forță . Este mai rezistent la compresiune în direcție longitudinală decât în direcție radială sau tangențială.

De asemenea, s-a observat că osul uscat este mai rezistent decât osul hidratat. Acest fenomen depinde de viteza cu care se aplică sarcina: dacă sarcina este aplicată sub formă de impact, osul hidratat devine mult mai rezistent și prezintă o capacitate mai mare de absorbție a energiei. Acest fapt evidențiază o altă caracteristică mecanică a osului: *viscoelasticitatea sa.*

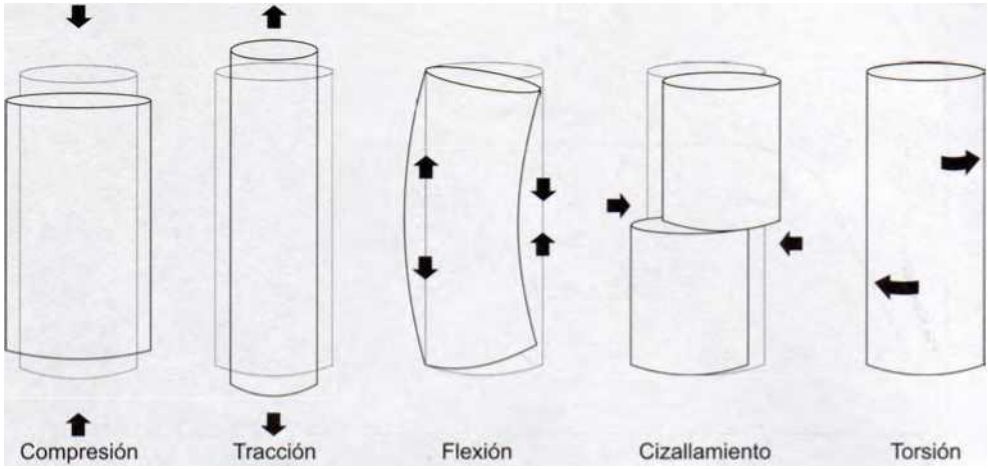


Figura 3-6. Forțe la care poate fi supus osul.

Forțele la care poate fi supus un os

Un os poate fi supus unor forțe de compresiune, tracțiune, forfecare, încovoiere și torsiune (Fig. 3-6). Deși acestea vor fi discutate separat, trebuie reținut că la o ființă vie, în timpul activității zilnice, osul este supus constant tuturor acestora simultan.

Forțe de compresiune

Două forțe egale și opuse sunt aplicate suprafeței osului. Drept urmare , osul tinde să se scurteze și să se lărgească. Forțele maxime apar într-un plan perpendicular pe linia de încărcare.

În practica clinică, un exemplu caracteristic de fractură prin acest mecanism îl reprezintă fracturile prin compresie vertebrală.

Forțe de tracțiune

În acest caz, asupra osului se aplică două forțe egale și opuse. Drept urmare, osul tinde să se lungească și să se îngusteze. Ca și în cazul precedent, forțele maxime apar într-un plan perpendicular pe linia de încărcare.

Un exemplu de fractură prin acest mecanism este avulsia stiloidei celui de-al cincilea metatarsian, datorată tracțiunii tendonului peronierului scurt.

Forțe de forfecare

Forța este aplicată perpendicular pe suprafața osoasă, iar forțele maxime apar într-un plan paralel cu direcția de aplicare a forței. Osul cortical...

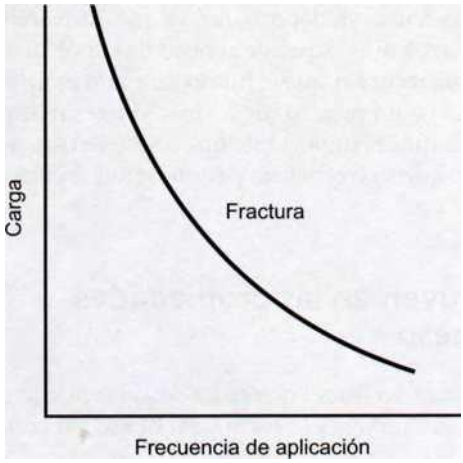


Figura 3-7. Curva de fatiga.

Rezistă la compresie mai bine decât la tracțiune și la tracțiune mai bine decât la forfecare. Un exemplu al acestui tip de fractură este fractura intercondilară a femurului.

Forțe de încovoiere

Forțele aplicate osului îl determină să se îndoaie de-a lungul axei sale longitudinale, rezultând forțe de compresie pe partea unde se aplică forța și forțe de tracțiune pe partea opusă. Aceste forțe sunt cu atât mai mari cu cât sunt mai departe de axa neutră a osului. Un exemplu al acestui tip de fractură ar fi o fractură de antebrațsuferită la cădere și la punerea mâinii pe pământ.

Forțe de torsiune

În acest caz, forța aplicată osului tinde să-l determine să se rotească în jurul axei sale. Forțele de forfecare apar și sunt distribuite pe întreaga structură, devenind cu atât mai intense cu cât sunt mai departe de axa neutră a osului.

Un exemplu al acestui tip de forță asupra osului este fractura spiralată a tibiei, care apare la schi în timp ce se cade prin rotire pe piciorul fix ancorat de schi.

Conceptul de oboseală osoasă

Așa cum am menționat, un os se fracturează atunci când sarcina aplicată depășește rezistența sa. Cu toate acestea, un os se poate fractura și sub o sarcină mai mică decât rezistența sa, dacă acea sarcină este aplicată în mod repetat. Acest tip de fractură este cunoscut sub numele de fractură de oboseală. După cum se arată în Figura 3-7, pe măsură ce numărul de repetiții ale încărcării la o anumită frecvență crește, magnitudinea sarcinii necesare pentru a produce o fractură scade.

Studiile *in vitro* au arătat că osul obosește rapid atunci când sarcina aplicată se apropie de punctul de rupere. Aceasta explică de ce fracturile de suprasolicitare

sunt atât de frecvente la sportivi, deoarece acestea pun o solicitare mecanică mult mai mare asupra sistemului lor musculo-scheletic decât populația generală.

În plus, este important să ne amintim că osul uman este o structură vie aflată în permanență într-un proces de formare și resorbție. Prin urmare, pentru ca acest tip de fractură să se producă, este crucial nu doar să existe un număr mare de încărcări repetate, ci și ca aceste încărcări să fie aplicate frecvent, împiedicând osul să aibă suficient timp pentru a se recupera.

Factorii care influențează proprietățile mecanice ale osului

Proprietățile mecanice ale osului descrise pot fi influențate de diverși factori, cum ar fi dimensiunea și forma osului, compoziția sa și activitatea musculară.

Dimensiunea și forma osului

Rezistența osului, atât la compresie, cât și la tensiune, este influențată de dimensiunea sa. Cu cât osul este mai mare, cu atât rezistența sa este mai mare.

Rezistența unui os la încovoiere este determinată și de forma sa (distribuția țesutului osos în jurul axei neutre a osului) și de lungimea sa. Cu cât este mai mare cantitatea de țesut osos în jurul axei neutre, cu atât este mai rezistent la încovoiere. Cu cât osul este mai lung, cu atât este mai mare momentul de încovoiere al forței aplicate asupra lui. Prin urmare, oasele tubulare lungi ale corpului sunt cele care se fracturează în principal prin acest mecanism.

Rezistența unui os la torsiune este determinată și de dimensiunea și forma sa . Cu cât osul este mai mare și cu cât masa osoasă este situată mai departe de axa neutră, cu atât este mai rezistent. Prin urmare, tibiile supuse unei forțe de torsiune tind să se fractureze mai ușor în treimea distală, care are un diametru mai mic, decât în treimea proximală.

Compoziția osoasă

Diverse afecțiuni fiziologice sau patologice modifică compoziția osoasă. Acestea includ obezitatea, menopauza, îmbătrânirea, boala Paget, osteopetroza, hiperparatiroidismul și altele. În mod firesc, atunci când structura osoasă se modifică, se schimbă și proprietățile sale mecanice.

Dintre toate situațiile discutate, cea mai frecventă este îmbătrânirea, care implică o pierdere a masei osoase. Această pierdere afectează atât osul cortical, care își pierde diametrul și se subțiază, cât și osul spongios, în care numărul de trabecule scade, iar trabeculele în sine devin mai subțiri. Studii recente indică faptul că această pierdere a masei osoase afectează rezistența osului spongios mai mult decât cea a osului cortical. Acest lucru se explică prin structura cubică a osului cortical în trei dimensiuni, unde o reducere cu o treime a masei osoase implică o reducere de nouă ori a proprietăților sale mecanice.

Această pierdere a rezistenței osoase la vârstnici explică frecvența fracturilor la aceștia.

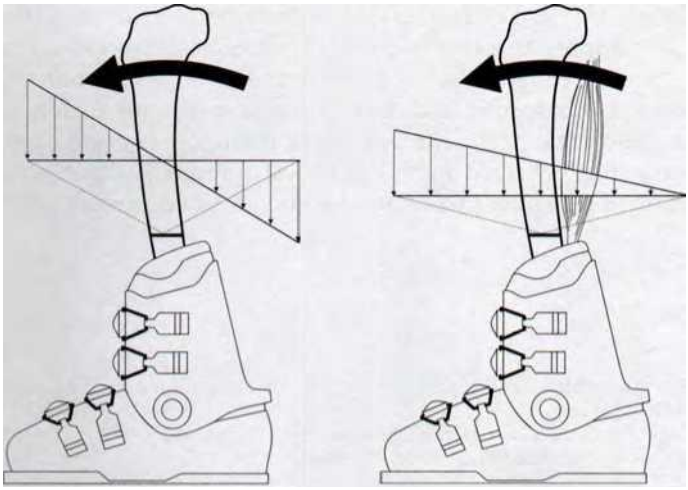


Figura 3-8. Influencia de la actividad muscular en la distribución de cargas en el hueso. (Adaptada de V. H. Frankel y M. Nordin.)

Actividad muscular

În scheletul uman, axele anatomice și mecanice ale oaselor nu coincid, așadar osul viu, pe lângă faptul că este supus compresiei, este supus și îndoirii. Contracția musculară servește la reglarea încărcărilor transmise de os, neutralizând forțele de întindere și determinând osul să lucreze sub compresie.

Pentru a ilustra acest lucru, luăm ca exemplu tibia unui schior care cade înainte (Fig. 3-8). În această situație, tibia este supusă unei forțe de îndoire în care apar forțe de compresie în cortexul anterior și forțe de tracțiune în cortexul posterior. Când mușchiul triceps sural se contractă, în porțiunea posterioară apar forțe de compresie care neutralizează forțele de tracțiune menționate anterior, astfel încât osul în ansamblu lucrează sub compresie, acesta fiind tipul de stres mecanic la care rezistă cel mai bine.

Prin urmare, mușchii au o funcție de protecție pentru oase. Atunci când contracția musculară eșuează, din cauza oboselii sau a paraliziei, leziunile osoase sunt mai probabile. De aici și incidența mai mare a fracturilor la pacienții cu poliomielită sau a fracturilor de stres la sportivi atunci când ating niveluri semnificative de oboseală.

Remodelarea osoasă

Conform legii lui Wolff, osul își adaptează dimensiunea, forma și structura la solicitările mecanice pe care le primește. După cum am menționat, osul viu este supus în mod constant unui proces continuu de formare și resorbție.

Acest proces se desfășoară într-un mod echilibrat în ceea ce am putea numi condiții mecanice „ideale”. Dacă solicitările mecanice reale sunt mai mari sau mai mici decât aceste solicitări ideale, formarea osoasă crește sau scade, până la un punct maxim în care are loc resorbția osoasă patologică. Aceasta explică aparițiile frecvente din practica zilnică, cum ar fi dimensiunea osoasă a unui picior paralizat, care este mai mică decât cea a unui picior sănătos, pierderea masei osoase după imobilizare în urma unei fracturi sau faptul că humerusul unui jucător de tenis este mai dezvoltat pe partea care ține

racheta decât pe partea opusă. Osul este supus constant unor forțe de îndoire , care generează forțe de compresie pe o parte și forțe de tracțiune pe partea opusă. Aceste forțe tind să se echilibreze reciproc prin acțiunea musculară. Dacă acest echilibru este perturbat, are loc o formare osoasă mai mare pe partea supusă compresiei, în timp ce are loc o resorbție mai mare pe partea supusă tensiunii. Prin urmare, atunci când o fractură se vindecă cu o deviație unghiulară a osului și forțele de îndoire asupra acestuia cresc, în timp are loc o remodelare care tinde să reconstruiască forma inițială a osului.

BIBLIOGRAFIE

Albright UA. Bazele științifice ale ortopediei. En: Eskianer CW, ed. Organizare structurală și dinamică de remodelare, 2.* ed. Bone 1987; 5:161-198.
Bulllough PG. Fundamentele științifice ale ortopediei și traumatologiei. Bone 1980; 1:3-10.
Proprietățile mecanice și de ardere ale țesutului osos. Acta Orthop Belga 1975; (Supl. 1): 9.
Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Îmbătrânirea țesutului osos. Proprietăți mecanice. J Bone Joint Surg 1976; 58A: 82.
Carter OR, Hayes WC. Deteriorarea osoasă compactă prin oboseală. O examinare microscopică. Clin Orthop 1977 ; 127 :265. Devas M. Fracturi de stres. Edimburg, Londra și New York: Churchill Livingstone, 1975.
Frankel VH, Nardin M. Biomecanica de bază a sistemului scheletic. Philadelphia: Lea și Febiger, 1980. Freemont AJ. Patologia neoplasmelor osoase și articulare. Bone Development Structure, and Turnover 1999; 2: 15-33. Jones H, Priest J, Mayes W, Nagel D. Hipertrofia humerală ca răspuns la exerciții fizice. J Bone Joint Surg 1977; 59A: 204. Pauwels F. Biomecanica aparatului locomotor. Berlin: Springer-Verlag, 1980.
Salter RB. Estructura și funcția normală a tesuturilor musculosqueléticos în tulburări și leziuni ale sistemului musculosquelético. Barcelona: Salvat, 1986.
Trueta J. Structura corpului uman. Studii asupra dezvoltării și declinului său. Barcelona: Labor, 1975.

Capitolul 4
Articulația

A. Viladot Voegeli și JC Lorenzo Roldan

Introducere

O articulație este o unitate funcțională alcătuită dintr-un set de elemente care permit unirea a două sau mai multe oase, îndeplinind funcția fundamentală de mișcare. Pe baza amplitudinii acestei mișcări, articulațiile sunt clasificate în trei grupe:

1. *Sinartroze* sau *articulații fibroase.* Acestea sunt articulații imobile care se împart în continuare în trei grupe, în funcție de tipul de țesut care unește țesuturile osoase: *a)* sinostoză: există o uniune osoasă; *b)* sincondroză: există o uniune cartilaginoasă; și *c)* sindesmoză: uniunea este formată din țesut fibros.
2. *Amfiartroza* , sau *articulațiile cartilaginoase,* sunt articulații semimobile. Suprafețele osoase sunt acoperite cu cartilaj hialin și unite între ele prin țesut fibros puternic și fibrocartilaj.
3. *Diartroze* sau *articulații sinoviale.* Acestea sunt articulații cu o gamă largă de mișcare. Sunt alcătuite din următoarele elemente:

   - Capsula articulară și ligamentele, care întăresc capsula și înconjoară și mențin suprafețele articulare în contact, izolându-le de restul structurilor.
   - Membrana sinovială: formează stratul interior al capsulei articulare și căptușește întreaga - cavitate articulară pe interior, cu excepția cartilajului și a meniscurilor. Este responsabilă de secreția de lichid sinovial, care este esențial pentru lubrifierea și nutriția cartilajului.
   - Cartilaj hialin articular: care acoperă suprafețele osoase.
   - Meniscurile și labrumul: structuri fibrocartilaginoase, absente în unele articulații și a căror misiune este de a crește congruența dintre suprafețele articulare, ajutând la transmiterea încărcărilor.

Mobilitatea articulară

O articulație plasată într-un punct din spațiu va avea maximum trei axe de mișcare , fiecare dintre acestea trecând prin centrul său:

1. Axa transversală, în care se execută mișcări de flexie-extensie.
2. Axa verticală, pe care se execută mișcările de rotație.
3. Axul anteroposterior, în care se execută mișcările de abducție-adducție.

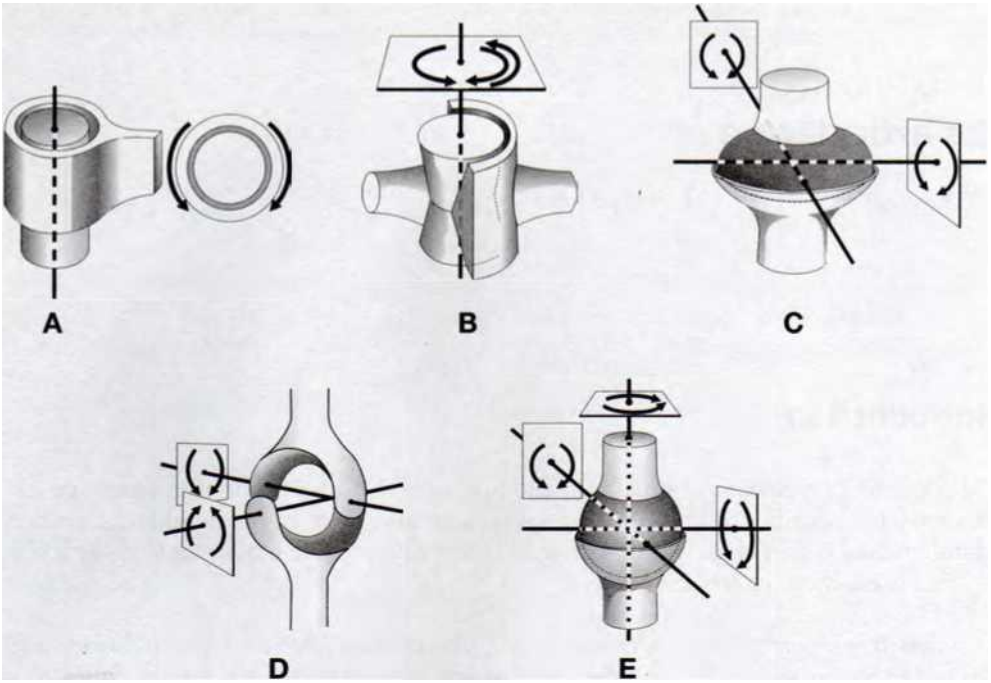


Figura 4-1. Tipuri de articulații. A. Trohoide. B. Trohleartroză. C. Condilartroză. D. În șa. E. Enartroză.

Forma suprafețelor articulare determină tipul de mișcări pe care le poate efectua o articulație.

Mobilitatea pe o axă a spațiului

Există două tipuri de articulații care se mișcă pe o singură axă: articulațiile trohoide și articulațiile trohleare.

Articulațiile *trohoide* (Fig. 4-1 A) au o suprafață articulară cilindrică, o parte concavă și cealaltă convexă, iar în interiorul lor se execută doar mișcări de rotație (de exemplu, articulația radioulnară).

Al doilea grup este format din *articulațiile trohleare* (Fig. 4-IB) a căror suprafață articulară seamănă cu un scripete și în care se efectuează mișcări de flexie-extensie (de exemplu, articulația cotului).

Mobilitate pe două axe ale spațiului

Acest grup include condilartroza și articulațiile de șa.

Condilartroza (Fig. *4-1C*) are suprafețe articulare ovoide, una concavă și una convexă (de exemplu, articulația radiocarpiană).

Articulațiile în șa (Fig. 4-ID) au suprafețe convexe într-o direcție și suprafețe concave în direcția perpendiculară (de exemplu, articulația trapeziometacarpiană).

Aceste articulații execută mișcări de flexie-extensie și abducție-adducție, cu rotații limitate.

Mobilitate pe cele trei axe ale spațiului

Acestea se numesc *articulații sferice* (Fig. 4-1E). Au o formă semisferică, cu o suprafață concavă și una convexă. Sunt cele mai mobile și, în același timp, cele mai instabile articulații; un exemplu caracteristic este articulația șoldului.

Articulațiile *artrodiale* sunt articulații plate care efectuează mișcări de alunecare pe cele trei axe ale spațiului (de exemplu, articulațiile interapofizare ale coloanei vertebrale).

Pentru a produce mișcare, asupra articulațiilor acționează două tipuri de forțe:

1. Forțe interne care efectuează o mișcare activă și sunt produse de acțiunea musculară.
2. Forțe externe care efectuează o mișcare pasivă și sunt reprezentate de acțiunea gravitației.

Capsula articulară și ligamentele

Capsula articulară are forma unui manșon care înconjoară și se inserează în capetele osoase care formează articulația. Grosimea sa este legată de solicitările mecanice pe care le primește și este întărită și îngroșată în punctele de cea mai mare tensiune, unde se formează ligamentele. Funcția capsulei și a ligamentelor este de a stabiliza articulația, ghidând mișcarea și prevenind deplasarea excesivă.

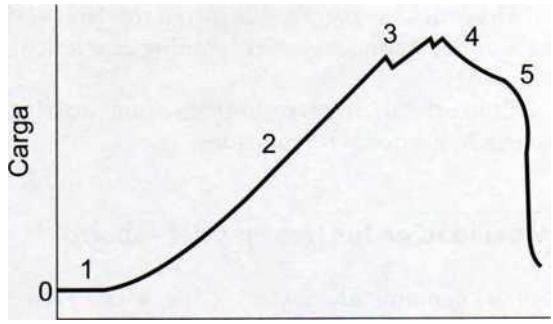
Proprietățile mecanice ale capsulei și ligamentelor

Așa cum s-a discutat în Capitolul 2, atât capsula, cât și ligamentele sunt alcătuite din țesut conjunctiv dens modelat, în care fibrele de colagen și elastină reprezintă 90% din țesutul total.

Comportamentul mecanic al ambelor tipuri de fibre sub tensiune diferă . Fibrele de colagen sunt rezistente la tensiune și se comportă ca un material ductil, în timp ce fibrele elastice nu sunt foarte rezistente la tensiune și se comportă ca un material fragil. S-a demonstrat că rezistența la tracțiune a fibrelor de colagen este de aproximativ jumătate din cea a osului cortical, în timp ce cea a fibrelor elastice este de doar aproximativ o zecime.

Capacitatea de deformare a ambelor tipuri de fibre este, de asemenea, diferită: fibrele de colagen supuse la tensiune ating cu 8% mai mult din lungimea lor totală, în timp ce fibrele elastice pot ajunge la dublul lungimii lor inițiale.

Ligamentele își adaptează structura la funcția pe care trebuie să o îndeplinească. Astfel, ligamentele supuse unor forțe semnificative, cum ar fi ligamentele încrucișate ale genunchiului, au o structură compusă din 90% fibre de colagen, în timp ce ligamentul galben al coloanei vertebrale are doar două treimi fibre elastice.



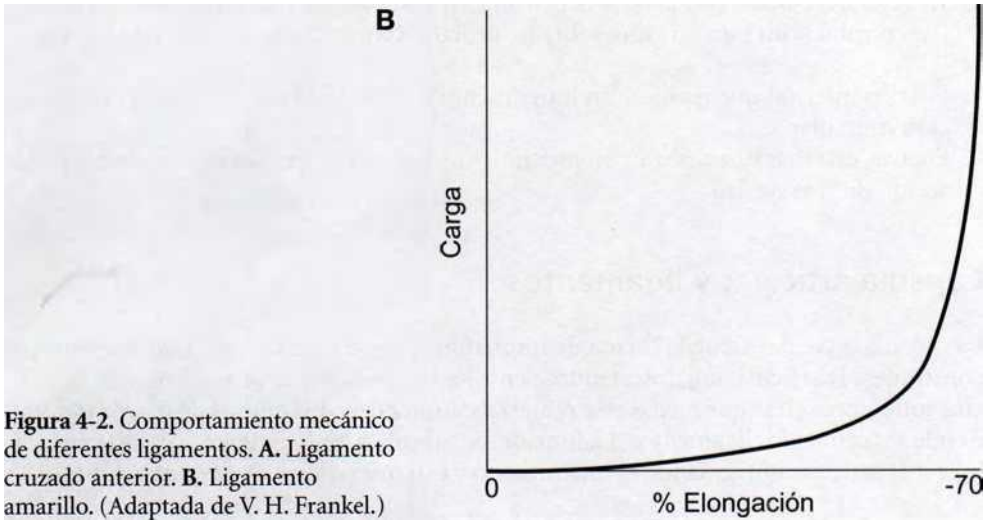


Figura 4-2. Comportamiento mecánico de diferentes ligamentos. **A.** Ligamento cruzado anterior. **B.** Ligamento amarillo. (Adaptada de V. H. Frankel.)

Așa cum se arată în Figura 4-2, comportamentul mecanic al ambelor ligamente este diferit: ligamentul încrucișat anterior se comportă ca o fibră de colagen, în timp ce ligamentul galben se comportă ca niște fibre elastice.

Figura 4-2A reflectă comportamentul unui ligament încrucișat anterior supus tracțiunii până la ruptură.

În partea 1 a curbei, ligamentul se alungește atunci când este supus unei sarcini mici. Acest lucru se datorează faptului că, așa cum s-a discutat în Capitolul 2, fibrele de colagen au o structură elicoidală în repaus, iar atunci când sunt supuse tracțiunii, se întind, iar fasciculele lor adoptă o structură paralelă.

În partea a 2-a a curbei, fibrele întinse se aliniază în direcția sarcinii, crescându -le rigiditatea. Pe măsură ce sarcina crește, ligamentul se deformează proporțional, iar în fibrele de colagen apar micro-rupturi.

În partea a 3-a a curbei, deficitul fibrelor de colagen crește, ajungând la punctul critic. Până în acest punct, ligamentul își menține un aspect macroscopic normal.

În partea a 4-a a curbei, este atinsă sarcina maximă pe care o poate suporta ligamentul , arătând

ruperea fibrelor de colagen și a structurilor care le țin împreună.

În partea 5 a curbei, apare ruperea completă a ligamentului, atunci când acesta și-a mărit - lungimea între 6 și 8% și nu mai poate suporta nicio sarcină.

Figura 4-2B prezintă comportamentul diferit al ligamentului galben. După cum se poate observa, atunci când este supus unei sarcini mici, acesta se alungește rapid, iar când atinge o alungire de 70%, se rupe brusc. Acest comportament este tipic materialelor elastice.

Leziuni ale ligamentelor

Așa cum s-a explicat, atunci când un ligament este supus unei sarcini, apar micro-rupturi ale fibrelor de colagen înainte de a ajunge la punctul critic. Odată ce acest punct este depășit, ligamentul își pierde capacitatea de a stabiliza articulația, iar articulația devine instabilă. Acest lucru poate duce la leziuni ale structurilor vecine, cum ar fi capsula, alte ligamente și cartilajul articular. În funcție de gravitatea leziunii ligamentului, acestea pot fi împărțite în trei grade:

1. În gradul 1, există doar micro-rupturi în fibrele de colagen. Articulația rămâne stabilă, iar simptomele clinice sunt minime.
2. În gradul II, există o ruptură parțială a ligamentului, iar rezistența și rigiditatea acestuia sunt reduse cu 50% sau mai mult. Articulația poate rămâne stabilă datorită acțiunii musculare compensatorii. Clinic, durerea este intensă.
3. În gradul III, aproape toate fibrele de colagen sunt rupte, iar articulația este instabilă. Clinic, aceste leziuni sunt caracterizate prin durere intensă în momentul accidentării și foarte puțină durere ulterior.

Odată ce apare o leziune, un ligament are capacitatea de a se remodela, aceasta fiind condiționată de solicitările pe care le primește. Ligamentele slăbesc în repaus și se întăresc odată cu mișcarea. Noyes a demonstrat că, după o perioadă de imobilizare , ligamentelor le ia aproximativ un an pentru a-și recăpăta proprietățile mecanice inițiale. Acest lucru subliniază importanța terapiei funcționale în recuperarea după aceste leziuni.

Inserare

Ligamentele și capsula formează legătura dintre elementele osoase care alcătuiesc articulația. Caracteristicile mecanice ale capsulei și ligamentelor diferă de cele ale osului cortical unde sunt atașate, care este mult mai rigid și are un modul de elasticitate Young mai mare.

Pentru a evita tensiunea excesivă la nivelul punctului de ancorare al ligamentului la os, inserția este împărțită în patru zone (fig. 4-3) care le cresc progresiv modulul de elasticitate:

1. Zona 1: Această zonă conține fibrele paralele de colagen ale capsulei, ligamentului sau tendonului, deoarece acesta din urmă are același tip de inserție.
2. Zona 2: fibrele de colagen se amestecă cu fibrocartilajul.
3. Zona 3: fibrocartilajul se mineralizează.
4. Zona 4: zona corticală.

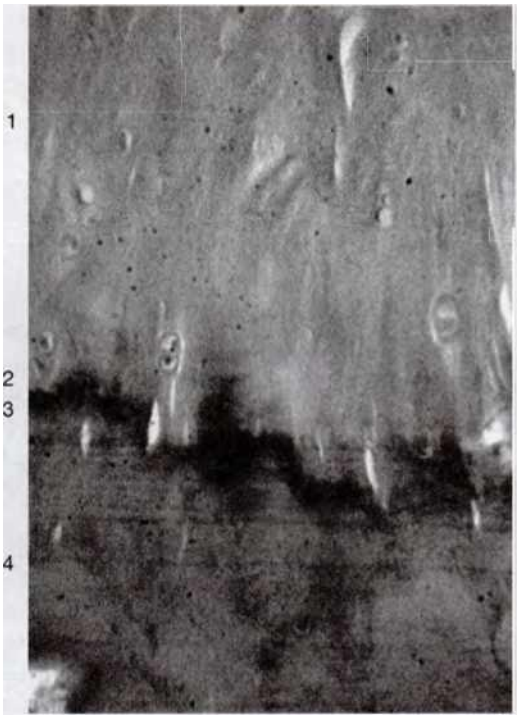


Figura 4-3. Zonas de la inserción.

Această structură de inserție explică calcificările sau pintenii adesea observați în radiografiile entezitei (o tulburare inflamatorie a inserției). Aceasta ar fi o încercare a organismului de a întări inserția prin creșterea conținutului său de minerale.

Cartilaj

În articulațiile sinoviale sau diartroze, capetele osoase care formează articulația sunt acoperite cu cartilaj hialin.

Macroscopic, culoarea cartilajului articular variază în funcție de vârstă. La copii și adulți tineri, este alb cu o ușoară tentă albăstruie, în timp ce la adulți este de obicei brun-gălbui. Grosimea, în general de 2 sau 3 mm, variază în diferite articulații ; este de 5 mm la nivelul rotulei și 1 mm la nivelul falangelor.

Principalele funcții ale cartilajului articular sunt două:

1. Pentru a transmite forțele între capetele osoase printr-o suprafață de contact largă , evitând astfel existența unor încărcări punctuale care ar putea leza articulația.
2. Pentru a permite mișcarea între suprafețele îmbinărilor cu un minim de frecare și, prin urmare, uzură a suprafețelor acestora.

Importanța acestor funcții pentru mecanica articulației este ceea ce l-a determinat pe Trueta să afirme că " cartilajul articular este articulația". Pentru a-și îndeplini misiunea, cartilajul articular are o structură caracteristică care îi conferă, mai presus de toate, elasticitate.

Cartilajul articular ca țesut

Când considerăm cartilajul ca țesut, observăm că acesta conține celule (condrocite) și substanță intercelulară care este împărțită în substanță organică (fibre de colagen și proteoglicani) și substanță anorganică (apă).

Celule

Cartilajul este un țesut relativ sărac în celule și caracterizat prin preponderența elementului extracelular (volumul celular este egal cu 2×10^{5}), celule pe mm3 , mult mai mică decât populația celulară a altor țesuturi).

Microscopia electronică arată că celulele cartilajului variază morfologic în funcție de locația lor. Celulele din zona de tranziție sunt considerate cele mai caracteristice. Aceste celule au de obicei un nucleu excentric, în formă de rinichi, cu unul sau mai mulți nucleoli și o membrană nucleară bine definită, cu un aparat Golgi proeminent. Un halou, sărac în colagen și bogat în polizaharide, înconjoară celula . Studiile ADN-ului nuclear folosind timidină tritiată au demonstrat că cartilajul se reproduce prin diviziune mitotică, contrar opiniei anterioare conform căreia se reproducea prin diviziune amitotică.

Substanță intercelulară

Teoria lui Benninghoff privind aranjamentul fibrilelor de colagen în cartilajul articular a fost prezentată de acesta în 1925. Studiind cartilajul hialin folosind microscopia cu contrast de fază, Benninghoff a propus că fibrele de colagen formează fascicule aranjate în arcade (Fig. 4-4). Aceste fascicule erau încorporate în zona calcificată, treceau vertical prin zona radială, tangențial în zona de tranziție, paralel cu zona superficială și apoi se înclinau în jos către zona calcificată . Celulele erau situate între coloanele de colagen, grupate în rânduri. Această aranjare este cea care a conferit cartilajului elasticitatea.

Microscopul electronic a relevat că organizarea nu este așa cum este descrisă. Fibrele de colagen variază în grosime și orientare în funcție de zona cartilaginoasă în care se află (Fig. 4-5). Elasticitatea rezultă din aranjamentul cartilajului articular, nu ca o saltea cu arcuri modernă, ci mai degrabă ca saltelele de modă veche cu mai multe straturi suprapuse unul peste altul.

Caracteristica fundamentală a substanței intercelulare a cartilajului este starea sa hiperhidratată. Aproximativ 80% din substanța intercelulară a cartilajului articular este apă, care se combină cu proteoglicanii pentru a forma un gel. Gradul de elasticitate al cartilajului articular este legat de conținutul său de apă.

Proteoglicanii sunt macromolecule care aderă la acidul hialuronic (Fig. 4-6) și sunt formate dintr-o proteină cu o lungime de aproximativ 4.000 Å de care este atașat un număr mare de polizaharide sulfatate (în jur de șaizeci).

Molecula acestor polizaharide constă dintr-un lanț dimeric repetitiv de unități de glicozaminoglican, care sunt sulfatul de condroitină-4, sulfatul de condroitină-6 și sulfatul de keratan. Funcția acestor polizaharide proteice este de a reține apa și de a oferi elasticitate cartilajului. Sunt legate de colagen și servesc la menținerea poziției sale spațiale și la prevenirea calcificării.

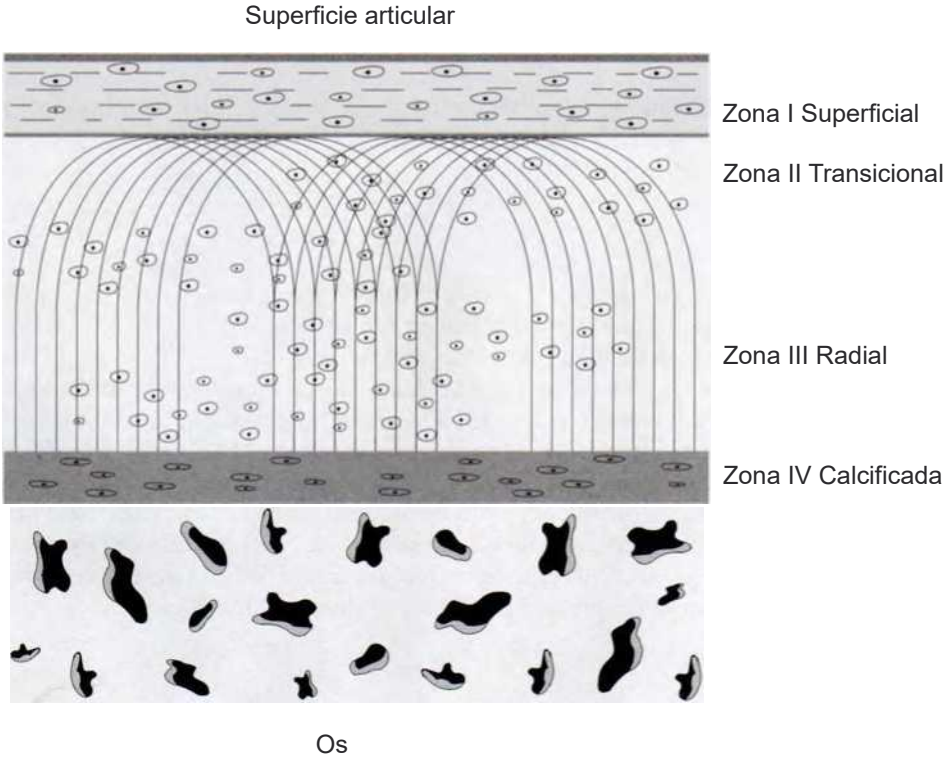


Figura 4-4. Structura cartilajului. Teoria lui Benninghoff.

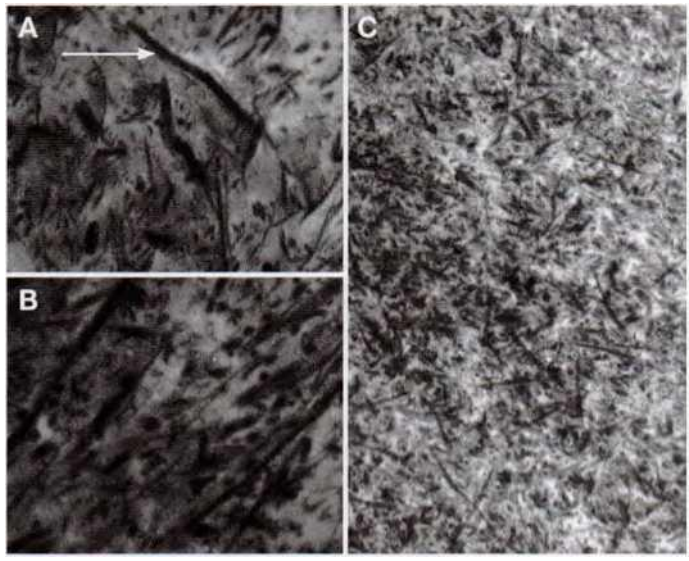


Figura 4-5. Microscopie electronică a substanței intercelulare a cartilajului hialin (C). A. Detaliu al zonei de tranziție. B. Detaliu al zonei radiale. În ambele cazuri nu există o orientare definită a fibrilelor de colagen (săgeată).

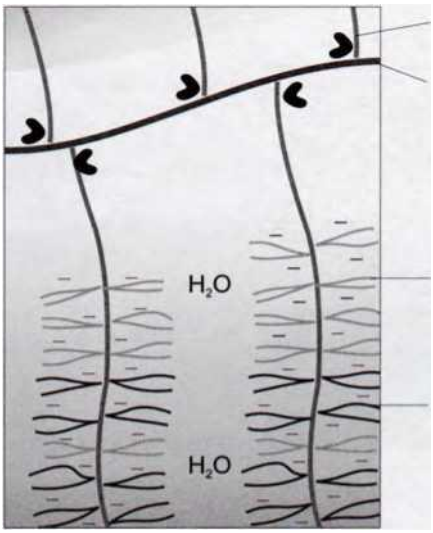


Figura 4-6. Detaliu al gelului de proteoglican.

Structura cartilajului articular

Cartilajul articular poate fi împărțit în patru zone (fig. 4-7): superficială sau tangențială, tranzițională, radială și calcificată.

Suprafață sau zonă tangențială

Microscopia optică relevă celule aplatizate paralele cu suprafața. Microscopia electronică arată un strat superficial cu grosimea de aproximativ 200 μm, format doar din fibrile fără o orientare definită. Imediat sub acest strat se află un altul în care fibrele de colagen formează fascicule și sunt orientate paralel cu suprafața articulară. În această zonă, celulele sunt aplatizate cu axa lor lungă paralelă cu suprafața articulară, iar conținutul de proteoglicani este scăzut.

Microscopia electronică cu scanare arată o suprafață articulară ondulată cu numeroase șanțuri puțin adânci, orientate paralel cu planul dominant de mișcare al articulației.

Zonă de tranziție

Microscopia optică arată celule rotunjite cu tendință de a se aglomera. Microscopia electronică relevă fibre de colagen cu diametrul cuprins între 300 și 600 Å, care nu formează fascicule și nu prezintă o orientare definită. Această zonă are un conținut mai mare de proteoglicani .

Zona radială

Este cea mai lată zonă (aproximativ două treimi din grosimea totală). Microscopia optică arată celule aplatizate care formează coloane și sunt orientate vertical față de suprafața articulară. Această zonă are un conținut ridicat de proteoglicani.

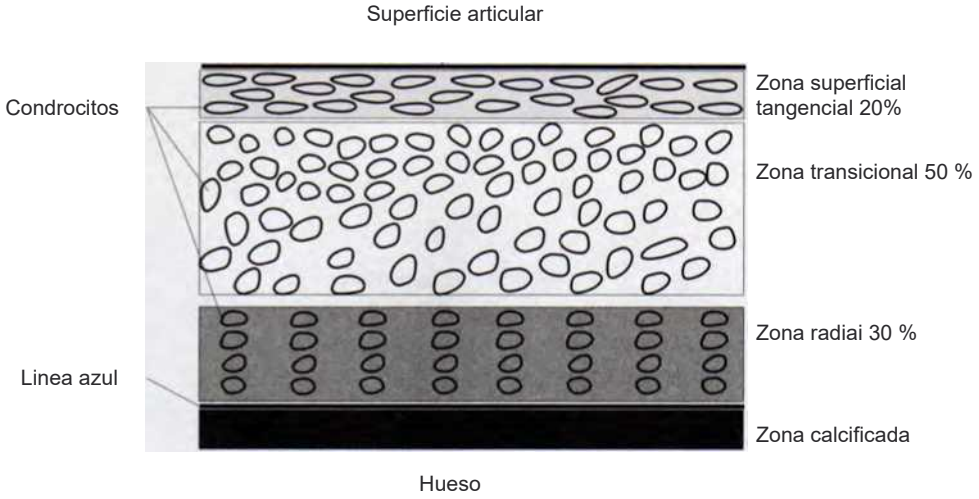


Figura 4-7. Estructura del cartílago. Disposición celular en las 4 zonas.

Microscopia electronică relevă fibre de colagen, majoritatea de 300 până la 600 Å, care nu formează fascicule și nu prezintă o orientare definită. Ocazional, observăm unele fascicule cu tendință spre verticalitate față de suprafața articulară, precum și formarea de arcade, ceea ce amintește de teoria lui Benninghoff.

Zonă calcificată

Microscopia optică delimitează această zonă de zona radială prin „linia albastră".

Celulele sunt similare cu cele din zona radială, dar încep să prezinte semne de procese degenerative. În această zonă, se găsesc fibre cu diametrul cuprins între 400 și 700 Å, cu o periodicitate de 640 Å și fără o orientare definită. Se observă cristale abundente de hidroxiapatită de calciu, iar proteoglicanii sunt absenți.

Este important de menționat că cartilajul articular nu are vase de sânge, vase limfatice sau terminații nervoase. Acesta este hrănit de țesutul osos subcondral și lichidul sinovial.

Proprietățile biomecanice ale cartilajului articular

Proprietățile biomecanice ale cartilajului articular sunt direct legate de structura sa organică și de conținutul ridicat de apă al substanței sale intercelulare. Este o structură bifazică, cu o fază solidă, matricea organică cu pori elastici și o fază lichidă formată din apă. Această combinație permite compararea cartilajului cu un burete îmbibat în apă, prezentând un comportament vâscoelastic.

Răspunsul cartilajului în diferite condiții de încărcare este influențat de caracteristicile mecanice ale matricei sale solide și de permeabilitatea sa.

Cartilajul normal, datorită hidrofilicității ridicate a proteoglicanilor, se află într-o stare de hiperhidratare care îl transformă într-un țesut presurizat ce poate atinge 2 atmosfere de presiune hidrostatică.

Când supunem cartilajul unei forțe de compresiune, se produce o deformare cauzată de deformarea fibrelor sale de colagen, o creștere a presiunii locale și, datorită permeabilității țesutului, o exudare de fluid spre zonele necomprimate și spațiul articular.

Permeabilitatea țesutului este scăzută, ceea ce înseamnă că oferă o rezistență semnificativă la trecerea fluidului prin el. În plus, gradul de permeabilitate scade și mai mult odată cu creșterea presiunii și a deformării. Aceasta constituie un mecanism de autoprotecție al cartilajului pentru a preveni epuizarea lichidului interstițial și este importantă pentru menținerea nutriției țesuturilor și a stării trofice, lubrifierea articulațiilor și transmiterea sarcinii în articulație.

Când compresia încetează, cartilajul se rehidratează, iar presiunea osmotică însăși face ca fibrele de colagen să-și recapete forma inițială.

Datorită permeabilității scăzute a cartilajului, răspunsul acestuia variază în funcție de viteza cu care se aplică o sarcină.

Dacă sarcina este aplicată constant și pentru o perioadă prelungită, de exemplu în picioare, deformarea va crește progresiv pe măsură ce lichidul interstițial este expulzat. Când sarcina încetează, dacă articulația se odihnește o perioadă adecvată de timp și există suficient lichid sinovial, cartilajul își recapătă forma inițială.

Dacă sarcina este aplicată brusc, de exemplu la sărituri, nu există suficient timp pentru ca exudația țesutului să se producă. În acest caz, cartilajul se va deforma și se va recupera aproape instantaneu.

În primul caz, cartilajul s-a comportat ca un material vâscoelastic, iar în al doilea, ca un material elastic.

În final, trebuie menționat că cartilajul este un material anizotrop, care se deformează diferit în funcție de direcția sarcinii pe care o primește și de diversele concentrații de fibre de colagen pe care le are în structura sa.

Lubrifierea cartilajului articular

Așa cum s-a explicat, a doua funcție principală a cartilajului articular este de a permite mișcarea articulațiilor cu o uzură minimă a suprafețelor sale. Acest lucru se realizează printr-o lubrifiere adecvată, care este în principal de două tipuri (Fig. 4-8):

1. *Lubrificarea stratului limită:* Aceasta constă dintr-un monostrat de molecule de lichid sinovial care acționează ca lubrifiant și sunt lipite de suprafețele de contact astfel încât moleculele alunecă una peste alta. Acest tip de lubrifiere este slabă și nu poate rezista la sarcini mari cu forțe de forfecare semnificative.
2. *Lubrifiere cu peliculă fluidă:* În acest caz, există o peliculă de lichid sinovial care separă cele două suprafețe articulare. Acest strat este mult mai gros decât stratul molecular, iar sarcina este suportată de pelicula fluidă.

Dacă există o mișcare perpendiculară între cele două suprafețe articulare, *are loc lubrifierea prin expresie,* în care fluidul este expulzat din spațiul dintre cele două suprafețe articulare. Acest tip de lubrifiere permite susținerea unor sarcini mari pentru perioade scurte de timp.

Când are loc o mișcare tangențială între cele două suprafețe de articulație, apare lubrifierea hidrodinamică . *În* acest caz, mișcarea tangențială formează o pană de fluid a cărei vâscozitate o face să pătrundă în spațiul existent.

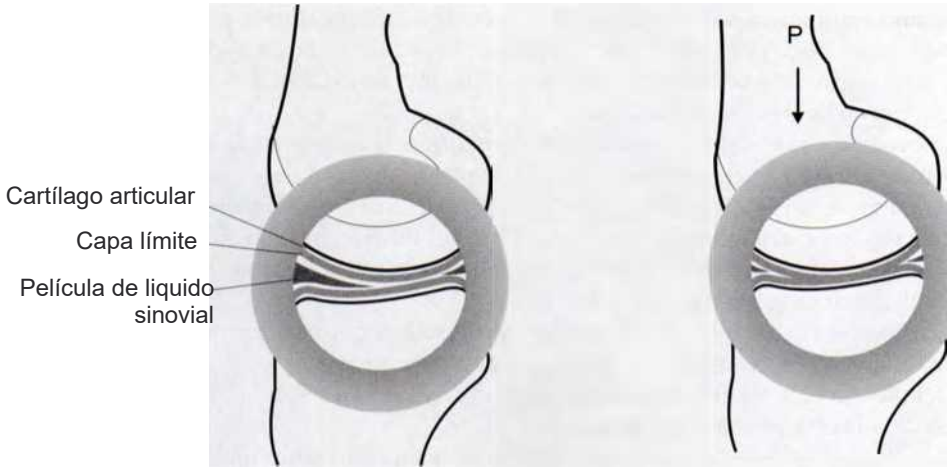


Figura 4-8. Lubrifierea cartilajului articular.

În articulație, stratul limită este responsabil pentru prevenirea aderenței dintre suprafețele articulare și a abraziunii acestora, în timp ce pelicula fluidă este responsabilă pentru susținerea încărcărilor.

Cartilajul articular, fiind moale, se poate deforma sub presiunea lichidului sinovial, alterând suprafața de contact. Acest lucru duce la formarea unei pelicule mai rezistente, benefică pentru susținerea încărcărilor pe suprafața de contact.

Mai mult, pătrunderea lichidului sinovial în matricea cartilaginoasă ca urmare a forțelor la care este supus are o importanță fundamentală pentru metabolismul condrocitelor.

Osteoartrita (boală articulară degenerativă)

Osteoartrita este o boală degenerativă a articulațiilor diartrodio-sinoviale, care afectează 10% din populația de peste 60 de ani și care se caracterizează prin distrugerea progresivă a cartilajului articular, scleroza osului subiacent și fenomene proliferative la capetele suprafeței articulare.

Etiopatogenia acestei boli este multifactorială și afectează membrana sinovială, cartilajul și osul.

Integritatea unei articulații depinde în mare măsură de distribuția forțelor pe care le suportă; prin urmare, o aliniere corectă este esențială pentru funcționarea corectă a acesteia. Anomaliile acestei alinieri (traumatisme, acromegalie, boala Paget etc.), modificările integrității țesuturilor asociate și procesul de îmbătrânire predispun indivizii la dezvoltarea bolilor articulare degenerative.

Osteoartrita este un proces progresiv; cu toate acestea, se poate stabiliza și chiar ameliora local.

Efectul unor astfel de modificări asupra cartilajului este o creștere a apei din acesta, cu modificări ale glicoproteinelor, atât în ceea ce privește tipul, dimensiunea, cât și modul în care acestea se agregă.

Stresul mecanic ar produce o deformare mai mare și o creștere a presiunii asupra osului subcondral.

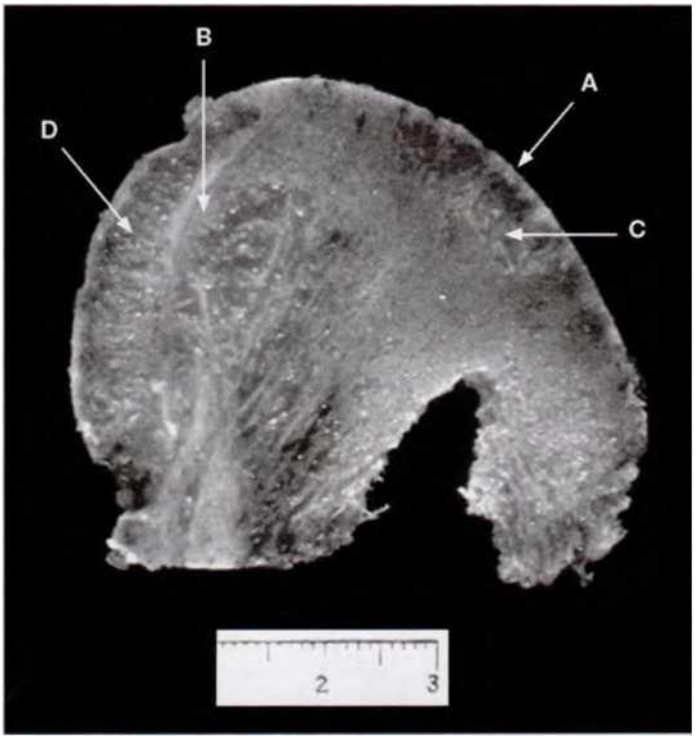


Figura 4-9. Corte de cabeza de fémur artrósica.
A. Superficie articular sin cartílago hialino.
B. Restos de cartílago hialino.
C. Quiste subcondral.
D. Osteófito sobre restos de superficie articular.

Condrocitele joacă un rol cheie în dezvoltarea acestei boli, deoarece produc interleukină-1 și enzime litice responsabile de inițierea degradării matricei cartilajului. Mediatorii secundari, cum ar fi prostaglandinele, factorul de necroză tumorală și factorul de creștere transformant (TGF), inhibă sinteza matricei și stimulează producerea de enzime litice de către condrocite.

Modificările biochimice care apar în osteoartrita pot fi rezumate după cum urmează:

1. Hidratarea crescută a substanței intercelulare cartilaginoase, ceea ce provoacă o diluare a glicoproteinelor (cu modificări ale dimensiunii și modului în care se grupează).
2. De asemenea, apar modificări ale dimensiunii fibrelor de colagen cu o scădere a sulfatului de keratan și o creștere a carbonului 4/6 din esterii sulfați.
3. Scăderea acidului hialuronic și creșterea metaloproteazelor neutre.
4. Apariția fibrelor de colagen de tip I și II, precum și o creștere a acidului arahidonic (precursor al prostaglandinelor care, la rândul lor, afectează condrocitele)
5. Stimularea prostaglandinelor cu stimularea sintezei AMP ciclic și a producției de enzime lizozomale.
6. Apariția proteazelor, lizozimelor, hialuronidazelor și arilsulfatazelor.
7. Interleukină crescută.

Macroscopic (Fig. 4-9), în zonele de presiune se observă o pierdere progresivă a netezimii cartilaginoase, progresând până la ulcerație și pierderea completă a cartilajului articular

. Osul subiacent apare sclerotic și conține frecvent chisturi cu conținut mucos. La capetele articulare se observă fenomene regenerative osoase și cartilaginoase (osteofite).

Microscopia optică relevă faptul că leziunea inițială este o proliferare clonală a condrocitelor, însoțită de hidratarea substanței fundamentale și o reducere a conținutului de proteoglicani. Aceasta duce la dispariția progresivă a metacromasiei cartilajului hialin și la creșterea bazofiliei pericondriale. La baza cartilajului articular se observă penetrarea vasculară a osului subcondral, cu duplicarea și neregularitatea „liniei albastre".

Suprafața cartilajului devine neregulată și apar fisuri care pot ajunge la osul subcondral (fibrilație).

Pe măsură ce boala progresează, fragmente de cartilaj se rup și se desprind (osificarea acestor fragmente rupte de cartilaj hialin articular inițiază apariția așa-numitelor *șoareci articulari),* lăsând expusă suprafața subcondrală, producând o absorbție a trabeculelor osoase datorată posibil frecării directe a zonei lezate, cu apariția de microfracturi și chisturi subcondrale.

În același timp, la capetele laterale ale articulației apar pinteni osoși regenerativi acoperiți cu cartilaj (osteofite).

Sinoviala prezintă modificări ușoare comparativ cu modificările cartilaginoase, iar acestea constau într-o hipertrofie a vilozităților precum și o creștere a vascularizației acestora.

LITERATURĂ

Armstrong CG, MOW VC. Fricțiunea, lubrifierea și uzura articulațiilor sinoviale. În: Owen R, Good fellow J, Bullough P, eds. Fundamente științifice ale ortopediei și traumatologiei. Barcelona: Salvat, 1984.

Benninghoff A. Form und Bau der gelenkknorpel in ihrem Beziehungen zur Funktion. ZweiterTeil: Zeitschrift für Zellforschung und mikroskopische. Anatomie 1925; 2: 783-867.

Bullough PG, Goodfellow J. Semnificația structurii fine a cartilajului articular J Bone Joint Surg 1968; 10B: 852-857.

Carton RW, Painauskas J, Clark JW. Proprietățile elastice ale fibrelor elastice individuale. J Appi Physiol 1962; 17:547-551.

Cooper RR, Misol SS. Inserția tendoanelor și ligamentelor: Un studiu microscopic optic și electronic. J Bone Joint Surg 1970; 52 A: 1-19.

Frankel VH, Nordin M. Biomecanica de bază a sistemului osos. Philadelphia: Lea și Febiger, 1980. Hamerman D. Biologia osteoartritei. N Engl J Med 1989; 320: 1322-1330.

Jeffery J, Gregory DW, Aspden RM. Deteriorarea matricei și viabilitatea condrocitelor în urma unei singure încărcări de impact asupra cartilajului articular. Arch Biochem Biophys 1995; 22:7-96.

Kuettner KE, Peyron JG, Schleyerbach R, Hascall VC, eds. Cartilajul articular și osteoartrita: conferință de lucru . Raven Press, 1992.

Mankin HJ și colab. Atelier de lucru privind etiopatogeneza osteoartritei. Lucrări și recomandări. J Rheu matol 1986; 13:113-116.

Meachim G. Degradarea cartilajului în Fundamentele științifice ale ortopediei și traumatologiei. Philadelphia: WB Saunders, 1980; 290-296.

Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG. Fluajul biofazic și relaxarea sub stres a cartilajului articular în compresie: teorie și experimente. J Biomech Engl 1980; 102:73-84.

Muir Hy cols. Distribuția colagenului în cartilajul articular uman cu unele dintre implicațiile sale fiziologice . *J* Bone Joint Surg 1970; 52 B: 554-563.

Noyes FR. Proprietățile funcționale ale ligamentelor genunchiului și modificările induse de imobilizare. Clin Orthop 1977; 123:210-242.

Salter RB. Estructura și funcția normală a țesuturilor musculosqueléticos. Barcelona: Salvat, 1985.

Capitolul 5
Biomecanica tendonului

J. Nardi Vilardaga și A. Combalìa Aleu

Introducere

În toate tratatele clasice, fie ele anatomice sau clinice, atunci când se discută despre sistemul musculotendinos, elementele active ale sistemului locomotor, tendonul este întotdeauna descris ca o structură albă, sidefiată, de consistență fibroelastică, rezistentă la tracțiune, interpusă între mușchi și os. Iar tendonul a fost considerat clasic o structură inertă cu funcție pasivă, adică un simplu transmițător al energiei de contracție de la mușchi la os.

Până în 1980, în urma lucrărilor lui Ippolito și colab. (1980), existența proteinelor contractile, actina și miozina, în interiorul celulei tendinoase, tenocitul, nu a fost descrisă. Din acel moment, tendonul a trebuit să fie considerat un organ contractil , ceea ce a necesitat o revizuire a tuturor teoriilor mecanistice care guvernează funcția și biomecanica tendoanelor. Biomecanica oricărei părți a corpului uman poate fi studiată din diferite perspective:

1. Din punct de vedere mecanic, ingineresc, evaluarea rezistenței tendonului la diferitele solicitări la care este supus.
2. Din punct de vedere biochimic, studierea compoziției moleculare a tendonului și a impactului acestuia asupra funcției.
3. Din punct de vedere structural, corelarea proprietăților tendonului cu structura sa macroscopică și microscopică, vascularizație și inervație.

Credem că această ultimă abordare este cea mai practică, utilă și ușor de înțeles modalitate de a evalua biomecanica medicală, completată de alte posibilități și întotdeauna bazată pe noul concept al tendonului ca organ contractil. Pornind de la această bază, ne vom concentra pe biomecanica tendoanelor.

Pe de altă parte, caracteristicile biomecanice ale tendonului sunt fundamentale pentru evaluarea comportamentului său la un individ sănătos, dar sunt și mai cruciale pentru evaluarea tendoanelor patologice sau a tendoanelor lezate, o afecțiune din ce în ce mai frecventă într-o societate axată pe condiția fizică și sport. Din acest motiv, acest capitol a fost împărțit în două secțiuni principale: studiul biomecanicii tendoanelor normale și al tendoanelor patologice.

Tendon normal

Tendonul servește la îndeplinirea funcției, a mișcării, iar aceasta se realizează uneori în condiții biomecanice ușoare, ca în cazul tendoanelor scurte: tendonul cvadricepsului.

Diropii, mușchii intrinseci ai mâinii, tendoanele extensoare ale mâinii și, în alte cazuri, în condiții biomecanice foarte dificile, cum ar fi tendoanele flexoare ale degetelor, toate tendoanele lungi ale antebrațului sau piciorului, care alunecă prin scripete de reflexie, care urmează traiectorii complexe și cu duplicație a tendoanelor, cu probleme de irigare etc., așa cum se explică mai jos.

Însă, oricare ar fi aceste condiții, tendonul trebuie să reziste întotdeauna la tensiuni mari, supraîncărcări și frecări mari, solicitări semnificative de flexie și torsiune, dar mai ales la tracțiune, care provoacă ușor leziuni, fie ele inflamatorii (tendinite), fie insuficiență completă a funcției, ca în rupturile spontane de tendoană.

Tendonul rezistă și răspunde tuturor acestor solicitări datorită proprietăților sale biomecanice: elasticitate, plasticitate și vâscozitate.

Elasticitatea este înțeleasă ca tendința unui material de a se deforma proporțional cu forța aplicată și de a reveni la starea sa inițială atunci când forța încetează, fără a se produce deteriorare structurală.

Plasticitatea unui material este evidentă atunci când, expus unui stres mecanic, acesta nu suferă nicio deformare până când nu atinge o anumită valoare, care reprezintă valoarea limită de încărcare.

Și vorbim de vâscozitate atunci când există o proporționalitate între viteza de deformare a materialului și forța aplicată.

Totuși, aceste proprietăți biomecanice ale tendonului sunt condiționate de câțiva factori fundamentali: caracteristicile structurale ale tendonului, forma sa externă, vascularizația și inervația sa.

Structura

Tendoanele sunt alcătuite din celule, colagen și o substanță fundamentală în care predomină apa, proteoglicanii, glicoproteinele și elastina.

Celulele, *tenocitele,* sunt prezente în rețeaua de fibre de colagen, în număr mare, au un nucleu alungit și sunt dispuse în rânduri de-a lungul axei de forță a tendonului. Dar cea mai importantă caracteristică a lor, așa cum s-a explicat anterior , este prezența actinei și miozinei, ceea ce face din tendon un organ contractil (Ippolito și colab., 1980) (fig. 5-1).

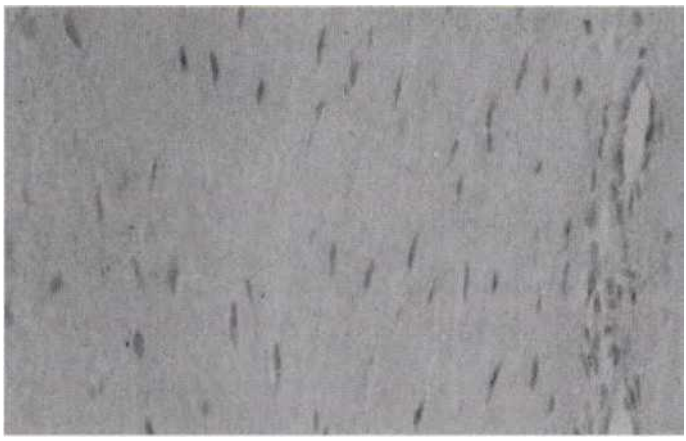


Figura 5-1. Tendón de Aquiles normal visto con microscopio óptico (HE X 30). Se aprecian las células tendinosas dispuestas en hileras.

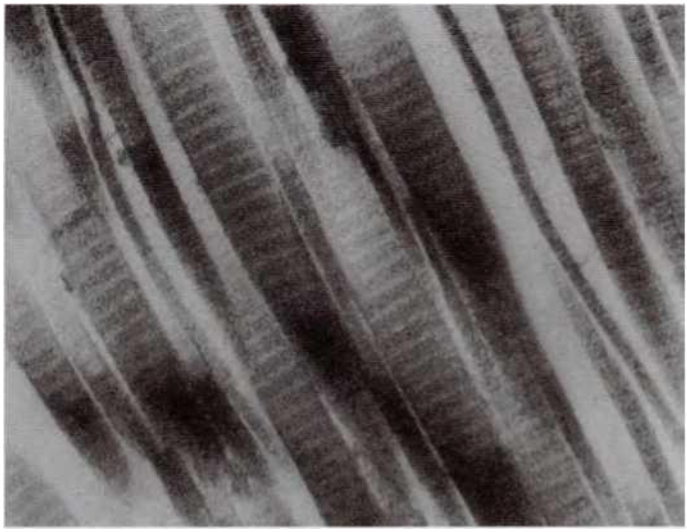


Figura 5-2. Tendón de Aquiles normal visto con microscopio electrónico (x 16.000). Se observa la distribuión longitudinal y homogénea de las fibras de colágeno.

Colagenul este o proteină cu o greutate moleculară de 300.000 Da, o lungime aproximativă de 3.000 Å și un diametru de 14 Å. Are o formă alungită, iar fibrele de colagen formează grupuri fasciculare, cu dimensiuni cuprinse între 1 și 50 Å, dispuse, de asemenea, longitudinal de-a lungul axei de forță a tendonului. Predomină colagenul de tip I, oferind tendoanelor o elasticitate mai mare. Colagenul de tipurile III, IV și V este, de asemenea, prezent în cantități mai mici.

Microscopul electronic relevă această dispunere longitudinală a colagenului și prezența unei striații transversale periodice, similară cu cea întâlnită în mușchi. Acest lucru s-ar putea datora formei elicoidale a fasciculelor de fibre, deoarece această striație dispare după tracțiuni repetate ale tendonului (Fig. 5-2).

Proporția de colagen din tendon scade odată cu vârsta, atât ca număr, cât și ca diametru, astfel încât, de-a lungul anilor, și elasticitatea tendonului scade.

Tendonul conține, de asemenea, o *substanță fundamentală* compusă din apă (58-70%), proteoglicani (4%), glicoproteine (2%) și elastină (4%), care asigură coeziune fibrelor de colagen și le permite să alunece. La fel ca fibrele de colagen în sine, concentrația sa scade odată cu vârsta, afectând în mod logic elasticitatea tendonului.

O mențiune specială merită făcută structurii joncțiunii musculotendinoase, în care, de-a lungul lamelor largi de inserție, există o împletire de celule și fibre musculare cu celule și fibre tendinoase, așa cum se poate observa în figura 5-3. În orice caz, comportamentul său biomecanic este mult mai asemănător cu cel al mușchiului decât cu cel al tendonului.

În joncțiunea osteotendinoasă a entezelor, au fost descrise clasic încă de la Dolgo-Saburoff (1929) patru zone bine diferențiate:

1. Zona 1: în care există o structură tipic tendinoasă, cu tenocite, colagen și substanță fundamentală.
2. Zona 2: situată la câțiva milimetri mai departe spre inserție; în ea tenocitele își schimbă forma alungită a nucleilor lor care devin mai rotunjiți, asemănându-se celulelor cartilaginoase: acestea sunt așa-numitele celule veziculare, care împart substanța fundamentală cu tenocitele normale și cu celulele condrale adevărate.

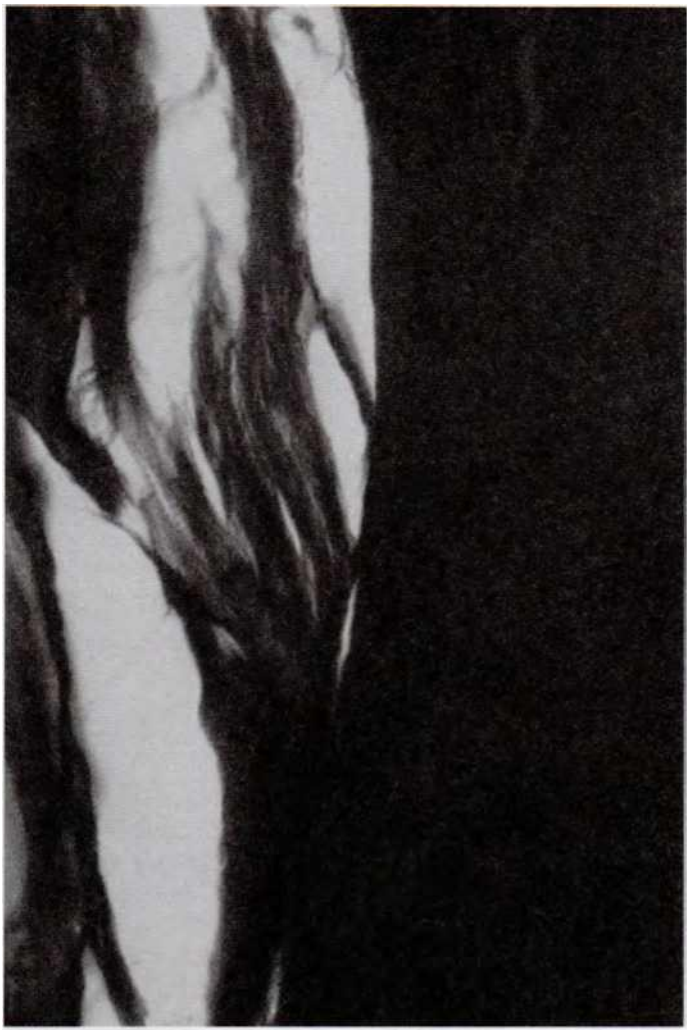


Figura 5-3. Unión musculotendinosa. Microscopio óptico (HE, x 30). Se aprecia el entrecruzamiento de células y fibras musculares y fibras tendinosas.

3. Zona 3: În acest punct apare linia de cimentare sau linia albastră, denumită astfel datorită culorii sale după colorarea cu hematoxilină-eozină, reprezentarea histologică a primului vestigiu de substanță osteoidă. Apare între structura tendonului și condrocite. Este zona fibrocartilajului calcificat sau mineralizat, cu o grosime de 100 până la 300 μm.
4. Zona 4: În această zonă există o structură tipic osoasă datorită acumulării progresive de cristale de hidroxiapatită în interiorul fibrelor de colagen.

Formă externă

Proprietățile biomecanice ale unui tendon depind nu numai de compoziția sa structurală , ci și în mare măsură de forma sa externă. Astfel, se observă că fasciculele tendinoase, care din punct de vedere structural sunt grupate în fascicule ce urmează axa de forță, sunt dispuse într-o formă ondulată, elicoidală, formând bucle.

Figura 5-4. Tendón de Aquiles nomai, visto al microscopio electrónico de barrido (x 600). Las fibras de colágeno se encuentran ordenadas sobre un eje longitudinal y dispuestas en finas y armónicas ondulaciones.

formă împletită peste ele însele și înfășurate împreună în cele 3 planuri ale spațiului, așa cum se arată în figura 5-4.

Această formă structurală permite tendonului să se deruleze atunci când este supus unor forțe de tracțiune, ceea ce ajută la menținerea unui grad mai mare de elasticitate. Când fibrele tendonului sunt sub tensiune, acestea își pierd ondulația și devin drepte . Acest lucru se întâmplă chiar și cu o tensiune minimă, între 2 și 4%.

Vascularizație și inervație

Atunci când se evaluează condițiile biomecanice ale tendonului, este foarte important să se ia în considerare și vascularizația.

general , tendonul este irigat cu sânge din două zone: joncțiunea musculotendinoasă și joncțiunea osteotendinoasă. Între diferitele grupuri fasciculare se dezvoltă o rețea vasculară, rețeaua vasculară intratendinoasă. Această rețea este o consecință a anastomozei dintre ambele circulații.

Totuși, în tendoanele lungi, cele care se extind până la mână sau picior, această circulație este insuficientă pentru a menține starea nutrițională necesară și, prin urmare, funcțională și biomecanică. În consecință, se adaugă un aport suplimentar la circuitul vascular existent, asigurat de artere noi din regiune. Cel mai caracteristic exemplu este prezența fluxului sanguin din vincula din tendoanele flexoare ale degetelor sau din artera tibială posterioară din tendonul lui Ahile.

Cu toate acestea, în anumite tendoane există zone cu aport sanguin redus, ceea ce duce la scăderea elasticității în această regiune și, prin urmare, la o susceptibilitate mai mare la leziuni (Fig. 5-5). Din acest motiv, unii autori, precum Lundborg și colab. (1980), sugerează existența unei nutriții suplimentare a tendonului prin difuzie prin sinoviale și țesuturile înconjurătoare, similar cu ceea ce se întâmplă în cartilajul articular. Această teorie nu a fost încă demonstrată.

Inervația tendonului este de o importanță mai mică în raport cu proprietățile sale biomecanice. Merită să ne amintim, totuși, că această inervație provine în principal din joncțiunea musculotendinoasă, suplimentată de fibre nervoase din nervii din apropiere.

Figura 5-5. Tendón de Aquiles normal. Estudio microangiográfico tras inyección de contraste radiológico. Se aprecia la marcada reducción de la vascularización entre 2 y 6 cm de la inserción en el calcáneo.

Fasciculele nervoase se termină uneori în corpusculii Pacini sau Ruffini, care, în timpul contracției, acționează ca adevărați mecanoreceptori pentru reflexele proprioceptive sau miotatice. Mai important, ele se termină și în receptorii tendinoși ai aparatului Golgi, care acționează ca un sistem de alertă protejând tendonul de tracțiunea bruscă sau excesivă prin emiterea de semnale inhibitorii către contracția musculară prin conexiunea sa cu fusul muscular.

Curba tensiune-deformare a tendonului

Toate aceste caracteristici structurale ale tendonului au ca rezultat proprietăți biomecanice îmbunătățite, inclusiv creșterea elasticității, plasticității și vâscozității. Acest lucru se traduce printr-o curbă specifică stres-deformare.

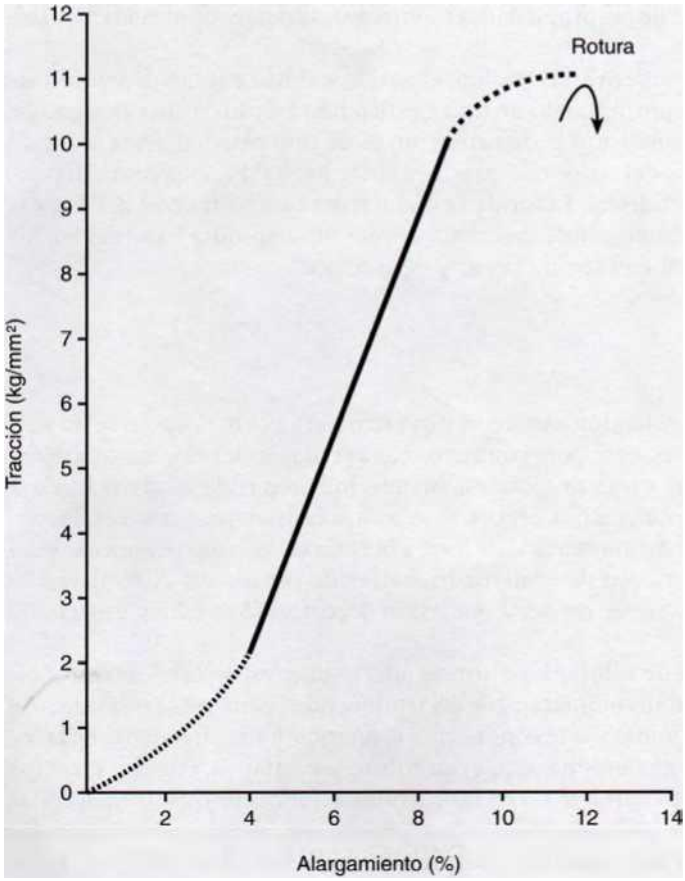


Figura 5-6. Curva de tensión-deformación del tendón.

(Fig. 5-6), care arată că atunci când un tendon este supus unei forțe de tracțiune, acesta suferă o alungire inițială, o deformare, de aproximativ 2 % din lungimea sa . Dacă forțele de tracțiune persistă, tendonul răspunde cu o rezistență semnificativă la deformare, așadar sunt necesare forțe de tracțiune foarte mari pentru a rupe tendonul.

Din analiza curbei tensiune-deformare, putem deduce, de asemenea, că în prima parte a curbei, cu un traseu aproape liniar, tendonul se comportă ca un material elastic: deformarea crește proporțional cu forța aplicată, fără a se produce modificări structurale, și își recapătă forma inițială atunci când forța de întindere este eliberată. În această fază, forma exterioară a tendonului - ondulația sa și răsucirea fasciculelor - contribuie semnificativ la elasticitatea sa, deoarece tendonul răspunde la tensiune prin dispariția ondulației și aplatizarea fibrelor tendonului.

A doua parte a curbei evidențiază plasticitatea țesutului tendinos. În această fază, sunt necesare creșteri mari ale forței de tracțiune pentru ca tendonul să sufere chiar și deformări mici. Contractilitatea celulelor tendinoase, prin intermediul actinei și miozinei, contribuie, de asemenea, la această rezistență la deformare .

În final, în a treia parte a curbei, se observă o alungire progresivă a țesutului tendinos sub forțe de tracțiune minime. Aceasta se întâmplă din cauza epuizării tuturor mecanismelor compensatorii care au acționat în primele faze și pentru că proprietățile biomecanice ale tendonului - elasticitatea, plasticitatea și vâscozitatea - și-au atins capacitatea maximă .

În concluzie, se poate afirma că un tendon supus unei solicitări de întindere prezintă inițial un comportament elastic până la atingerea unei alungiri de aproximativ 4%. Ulterior, deformarea devine plastică în a doua parte a curbei, iar ruptura tendonului are loc între 3 și 11,5 kg/mm² , în funcție de tendonul specific. Este esențial de menționat că forțele fiziologice la care este supus un tendon în timpul activității musculo-scheletice normale, inclusiv a sportului, apar în prima parte a curbei.

Tendon patologic

Toate cele de mai sus se întâmplă la nivelul tendonului sănătos, cu o structură normală, așa cum s-a descris în capitolele anterioare, dar datorită numărului tot mai mare de persoane care practică sport și care, proporțional, o fac la vârsta mijlocie, și datorită faptului că această practică sportivă se desfășoară adesea într -un mod discontinuu și agresiv, leziunile tendoanelor în sport au crescut considerabil, în special la persoanele de vârstă mijlocie, trecând de la 20% la 34,5% la acești pacienți, ca motiv de consultație pentru accidentări sportive (Sandelin și colab., 1985; Jozsay și colab., 1989).

La acești pacienți, este necesară evaluarea diferitelor modificări structurale sau mecanice care influențează modificările biomecanice ale tendonului, care contribuie la scăderea proprietăților sale biomecanice și duc la apariția mai frecventă a leziunilor sau a cedării complete a tendonului, cum ar fi ruptura spontană. Prin urmare, considerăm că acest aspect al subiectului ar trebui să se concentreze nu pe manifestările clinice sau pe tratamentul acestor leziuni, ci mai degrabă pe modificările structurale și impactul acestora asupra proprietăților tendoanelor, pentru a preveni leziunile (Williams, 1986; Galey et al., 1992).

În patogeneza leziunilor tendoanelor au fost invocate diverse cauze: modificări vasculare, modificări ale colagenului, anumiți factori genetici, precum și antrenamentul prost dirijat, cauză a incoordonării motorio-musculare.

Mai multe studii au fost efectuate asupra vascularizației tendoanelor (Carr și Norris , 1989; Graf și colab., 1990; Backman și colab., 1990; Schmidt-Rohlfing și colab., 1992) pentru a înțelege vascularizația și microcirculația tendonului în diferitele sale zone. Aceste studii sugerează că tendonul este o structură slab vascularizată și că o scădere a vascularizației ar putea duce la degenerarea tendoanelor și la patologie cronică, rezultând în cele din urmă o ruptură spontană a tendonului.

Mai importantă ar putea fi predispoziția la aceste leziuni, datorată unei modificări preexistente a matricei tendonului, fie prin modificări ale colagenului (Di Stefano, 1975; Coombs și colab., 1980; Holz, 1980), ale lamininei și fibronectinei (Kvist și colab., 1988; Jozsa și colab., 1989), fie ale altor structuri tendonoase, din cauza microtraumatismelor, în boli generale sau tratamentului cu corticosteroizi *in situ* (Newnham și colab., 1991).

În cele din urmă, mai mulți autori (Genety, 1972) subliniază „automatismul greșit ”, un model de necoordonare a diferiților mușchi care ar plasa tendonul sub tensiune suprafiziologică. Inglis și Sculco (1981) subliniază că ar exista o defecțiune a mecanismului de reglare a contracției musculare.

Din toate motivele menționate mai sus, considerăm că este esențial să evaluăm, în populația noastră, starea vascularizației tendoanelor, structura, ultrastructura și prezența

lamininei și fibronectinei folosind tehnici imunohistochimice, precum și potențialele modificări ale acestora odată cu vârsta, pentru a evalua impactul lor asupra biomecanicii tendoanelor și patologiei tendoanelor. În acest scop, am conceput un studiu experimental asupra tendonului lui Ahile, care este descris mai jos.

Materiale și metode

Prezentarea a fost împărțită în patru secțiuni principale care corespund fiecăruia dintre obiectivele subliniate mai sus: studiul vascularizației intratendinoase, studiu structural, studiu ultrastructural și imunohistochimie.

Studiul vascularizației intratendinoase

A fost studiată vascularizația a 40 de tendoane achiliene congelate, neconservate în formalină, provenite de la cadavre, la -40 °C. În 30 dintre acestea, arborele arterial a fost umplut cu latex roșu, iar în 10 cazuri, umplerea s-a realizat cu substanță de contrast radiologică.

Aceste 40 de piese anatomice corespund la tot atâtea membre inferioare de la 20 de donatori de organe, cu vârste cuprinse între 32 și 59 de ani.

Studiile microangiografice ale vascularizației au fost efectuate după injectarea corespunzătoare de latex sau substanță de contrast radioopac. Membrele injectate cu latex au fost disecate, s-a observat anatomia topografică și a fost extras tendonul lui Ahile. Au fost realizate trei secțiuni microscopice, cu grosimea de 10 µm, la fiecare 2 cm de tendon, până la o lungime de 12 cm de la inserția sa pe calcaneu. Aceste secțiuni au fost colorate cu tricrom Mallory și observate la microscop optic.

La cele 10 tendoane care au fost injectate cu substanță de contrast radiologică, radiografiile au fost efectuate cu ajutorul unui aparat Senographe 500T.

Studiu structural folosind microscopia optică

Pentru evaluarea structurii tendoanelor, au fost studiate 73 de tendoane achiliene aparținând a două grupuri mari de pacienți.

Douăzeci dintre aceste tendoane aparțin unor subiecți sănătoși, fără antecedente medicale relevante, în general victime ale accidentelor rutiere care și-au donat organele.

Celelalte 53 de probe au provenit de la pacienți care au avut ruptură spontană de tendon achilian și au fost supuși unui tratament chirurgical. În aceste cazuri, o probă a fost prelevată din tendonul de la locul rupturii și o a doua probă la 2-3 cm deasupra acestuia.

Toate aceste piese au fost fixate folosind formaldehidă 10%, încorporate în parafină , tăiate transversal la o grosime de 10 um, iar secțiunile au fost colorate alternativ cu hematoxilin-eozină și tricrom Mallory.

Studiu ultrastructural folosind microscopia electronică

Ca și în secțiunea anterioară, 20 de tendoane achiliene de la donatori de organe au fost utilizate ca tendoane de control.

Pe de altă parte, au fost procesate 23 de probe din tratamentul chirurgical al rupturilor spontane de tendon achilian la sportivi.

Odată obținute probele de tendoane, acestea au fost secționate în blocuri de 1 mm^3 pentru procesare conform tehnicii clasice de microscopie electronică de transmisie , realizând secțiuni semi-subțiri cu grosimea de 2 µm și montate pe grile de 300 mesh. Preparatele au fost observate folosind un microscop electronic de transmisie Philips Em 301.

Imunohistochimie

Douăzeci și doi de tendoane achiliene au fost procesate pentru studiu imunohistochimic, cu scopul de a detecta prezența fibronectinei și/sau lamininei în tendon.

Dintre cele 22 de tendoane achiliene, zece au provenit de la donatori de organe, iar restul de doisprezece de la tendoane afectate de ruptură spontană.

Metoda urmată este cea descrisă de Ekblom și colab. (1982), după digestie enzimatică conform modelului lui Burns, Dixon și Woods (1980).

Rezultate .

Rezultatele obținute sunt prezentate conform celor patru secțiuni în care am împărțit studiul.

Studiul vascularizației intratendinoase

Utilizarea radiografiilor de înaltă rezoluție, cu granulație fină, a permis observarea vascularizației intratendinoase. Radiografiile efectuate cu probe de tendon întreg , inclusiv paratendonul, arată o distribuție practic omogenă a arteriolelor. Această distribuție este mult mai densă la joncțiunile musculotendinoase și osteotendinoase și ceva mai puțin la nivelul tendonului liber. Vascularizația provine aproape exclusiv din arteriolele de pe suprafața sa ventrală sau profundă, așa cum se poate observa în proiecțiile laterale ale tendonului.

Examinările radiologice efectuate după îndepărtarea paratendonului arată o reducere marcată a vascularizației, în special o lipsă accentuată de arteriole intratendinoase în segmentul corespunzător tendonului liber, care corespund unei distanțe cuprinse între 2 și 6 cm față de inserția în calcaneu.

Această zonă tendinoasă cu vascularizație redusă are o lungime variabilă și este legată de gradul de coborâre al fibrelor musculare solear. Astfel, atunci când aceste fibre coboară mai caudal, tendonul liber este mai scurt, iar zona cu alimentare redusă cu sânge este mai mică.

La inserția pe calcaneu se observă o creștere a vascularizației, cauzată de arteriolele ascendente care provin din calcaneu. În mod similar, la joncțiunea musculotendinoasă se observă o creștere a vascularizației datorită arteriolelor descendente care provin din circulația intramusculară (Fig. 5-7).

În trei din cele 10 probe, am observat prezența unei arteriole centrale, ventrale , care se întinde pe întreaga lungime a tendonului în direcție craniocaudală. Din această arteriolă, ramuri pornesc perpendicular și dorsal spre ambele margini ale tendonului.

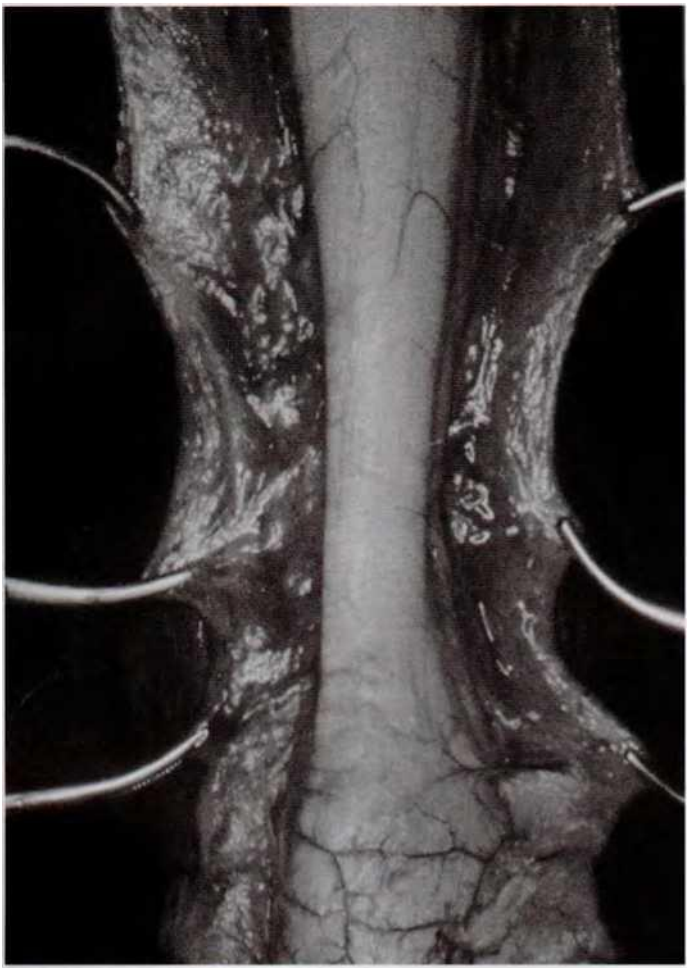


Figura 5-7. Disecția unui tendon achilian normal după injectarea de latex în circulația sa. Este vizibilă alimentarea cu sânge a joncțiunilor musculotendinoase și osteotendinoase , precum și scăderea vascularizației între 2 și 6 cm de la inserție.

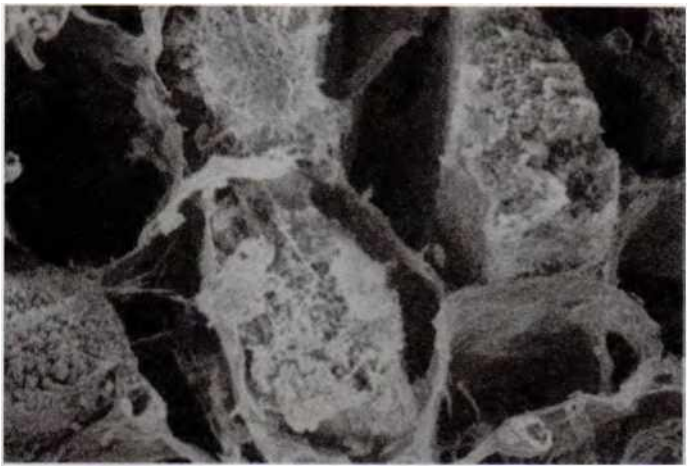
Arteriole segmentare distribuite spre periferie . În celelalte 7 cazuri se observă o rețea dezordonată care nu urmează un model omogen.

Zona cu cea mai mică irigare arterială, corespunzătoare segmentului de tendon liber , corespunde zonei cele mai predispuse la ruptură .

În secțiunile transversale observate la microscopul optic, numărul arteriolelor intratendinoase variază de-a lungul tendonului. Numărul mediu de vase este semnificativ mai mic și diferit în secțiunile corespunzătoare unei distanțe de 3 până la 5 cm de inserția tendonului pe calcaneu. Aceste date sunt în concordanță cu cele obținute prin examinare radiografică.

Studiu structural și ultrastructural

tendonului lui Ahile



sunt prezentate separat .

tendoane sănătoase

În tendoanele studiate se observă o ondulație a fibrelor. Ca regulă generală, structura fibrilară a fibrelor tendinoase nu este vizibilă la microscop optic, nici măcar atunci când sunt hidratate, deoarece fibrilele sunt dens compactate. Extensiile celulelor tendinoase sunt încorporate în

Figura 5-8. Corte transversal de un tendón de Aquiles normal, observado con microscopio electrónico (x 600). Se aprecia la estructura fascicular del tendón y la vascularización entre los grupos fasciculares.

fasciculele de fibre.

Celulele tendinoase sunt fibrocite, adaptate condițiilor speciale existente în tendon și dispuse în serii lungi între fibrele de colagen. Observate la microscop optic, celulele apar ca formațiuni aplatizate și alungite, triunghiulare sau cuadrangulare, cu citoplasmă intens bazofilă și un nucleu rotunjit, lax. Uneori sunt separate unele de altele doar prin spații subțiri (Fig. 5-1).

Tendoanele sunt compuse din colagen și elastină încorporate într-o matrice de proteoglicani și apă, colagenul reprezentând 65% din conținutul uscat al tendonului. Aceste elemente sunt produse în fibroblaste și organizate într-o structură tridimensională. Aranjamentul paralel al fibrelor tendonului de-a lungul axei longitudinale este ceea ce se observă cu microscopia optică.

La microscopia electronică de transmisie și la microscopia electronică de scanare, fibrele de colagen sunt observate nu numai în orientare longitudinală, ci și orizontală și transversală (Fig. 5-2), fiind evidentă și gruparea lor perfectă în fascicule (Fig. 5-8). În plus, orientarea spiralată a fibrelor de colagen este observată cu microscopul electronic de scanare (Fig. 5-4).

Aceste constatări au fost consistente pentru toate aceste tendoane, fără a se constata diferențe în funcție de vârstă sau sex.

Rupturile spontane ale tendonului lui Ahile

Dintre cele 53 de probe destinate studiului cu microscopie optică, 45 au prezentat semne clare de alterare degenerativă a țesutului conjunctiv, constând în edem și dezintegrare tisulară, cu fragmentarea și uzura fibrelor de colagen.

Figura 5-9. Tendón de Aquiles tras rotura espontánea. Microscopio electrónico (x 20.000). Se observa la desintegración y angulación de las fibras de colágeno.

Nu. Această constatare a dus la o creștere a ondulației structurii țesutului conjunctiv . Mai multe fibre de colagen au prezentat semne de degenerare. Un număr mic de nuclei au fost observați în mod constant în aceste zone. Frecvent, au fost observate zone bine conservate, alternând cu altele care prezentau leziuni degenerative clare.

Modificările histologice observate în structura tendonului sunt de patru tipuri:

1. *Degenerarea hipoxică.* Sub microscopia convențională și cu lumină polarizată, precum și la microscopia electronică de transmisie, modificările asociate cu alterările hipoxice sunt evidente atât la nivelul tenocitelor, cât și la nivelul fibrelor de colagen. Sub microscopul optic, degenerarea hipoxică este caracterizată prin absența pigmentării în nucleii tenocitare. Microscopia electronică relevă modificări ale dimensiunii și configurației mitocondriilor tenocitare. În fibrele de colagen se observă dezintegrarea longitudinală, variațiile diametrului și angulația (Fig. 5-9).
2. *Degenerare mucoidă sau mixoidă.* Unele fibre de colagen sunt subțiate , iar altele fragmentate, printre altele cu aspect normal. Modificările tenocitelor sunt similare cu cele observate în degenerarea hipoxică. Citoplasma este ocupată de vacuole mari, iar degranularea reticulului endoplasmatic este frecventă (Fig. 5-10).
3. *Degenerarea lipidică.* Faza inițială a degenerării grase este caracterizată prin apariția unor grupuri mici, izolate de adipocite între fibrele de colagen ale ten-

Figura 5-10. Rotura espontánea del tendón de Aquiles. Microscopio óptico (HE, x 30). Patrón de degeneración mixoide.

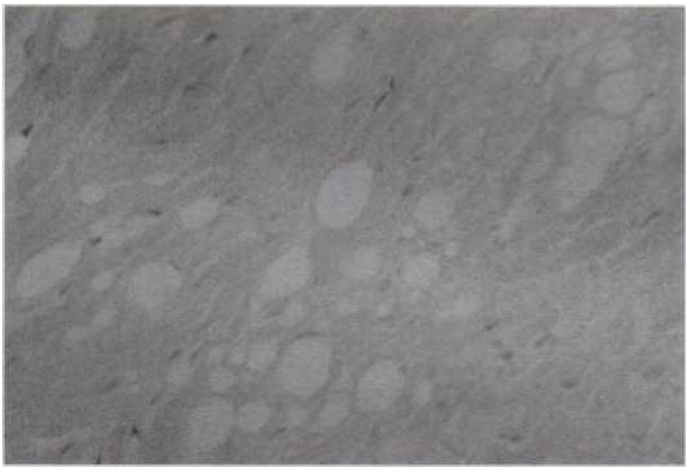


Figura 5-11. Tendón de Aquiles tras rotura espontánea. Microscopio óptico (HE, x 30). Patrón de degeneración grasa.

În stadiile mai avansate, celulele adipoase perturbă continuitatea fibrelor de colagen (Fig. 5-11). Microscopia electronică relevă, în stadiile inițiale , dispariția modelului normal al fasciculelor de colagen, care se subțiază în zonele cu un număr mai mare de adipocite. În stadiile avansate, se formează lanțuri de adipocite care se agregă în clustere tridimensionale.

4. *Calcificarea tendonului.* În două cazuri, s-au constatat depozite de calciu și metaplazie a țesutului tendinos în țesut cartilaginos și osos. În aceste cazuri, s-au observat depozite extinse de calciu între fibrele de colagen, care ar putea fi chiar atașate intim de acestea.

Studiu imunohistochimic

În tendoanele lui Ahile de la subiecți sănătoși, s-au găsit laminină și fibronectină în pereții vasculari. Anticorpi anti

- laminină produși

Figura 5-12. Rotura del tendón de Aquiles.
Se detecta la presencia de fibronectina, por inmunofluorescencia, en la superficie de las fibras de colágeno y entre los haces de fibras.

Acestea au prezentat o colorare intensă la joncțiunea musculotendinoasă. Laminina a fost găsită și în endomisiu, dar nu și în perimiziu, care a fost colorat cu anticorpi antifibronectină . Joncțiunea musculotendinoasă a prezentat depozite de fibronectină.

În secțiunile pacienților cu ruptură de tendon achilian, fibronectina a putut fi detectată la 6 ore după leziune , pe suprafața rupturii . În alte zone ale tendonului , fibronectina a fost detectată pe suprafața fibrelor de colagen și a tenocitelor (Fig. 5-12).

Discuție

Au fost propuse diverse cauze pentru etiopatogenia afecțiunilor tendoanelor: afecțiuni vasculare care produc ischemie tendonală, modificări degenerative ale matricei tendonului, în special ale colagenului, factori genetici și antrenamentul prost dirijat, cauză a incoordonării musculo-motorii.

Dacă evaluăm mai întâi vascularizația tendoanelor, putem afirma că, în general, țesutul tendinos este vascularizat în mod adecvat, fie prin joncțiunile musculotendinoase sau osteotendinoase, fie prin arteriole segmentare care, în tendonul lui Ahile, își au originea în arterele tibiale posterioare și peroneale. Cu toate acestea , suntem de acord cu Fisher și colab. (1976) că această circulație locală este distribuită în întregul paratendon și, în general, nu asigură o irigare semnificativă a interiorului tendonului.

Putem afirma, conform lui Carr și Norris (1989) și Schmidt-Rohlfing și colab. (1992), că treimea medie a tendonului lui Ahile, la o distanță cuprinsă între 3 și 5 cm de inserția sa pe calcaneu, este mai puțin irigată decât restul tendonului.

Mai mult, aceasta este zona tendonului unde se produc cele mai multe rupturi ale tendonului lui Ahile , la care trebuie adăugat faptul dovedit de Kannus și Jozsa (1991), că irigarea tendonului este redusă în zonele de frecare, torsiune sau compresie, și trebuie menționat că aceasta este zona de susținere posterioră a majorității încălțămintei sport .

Din toate acestea, se poate deduce că o scădere a irigării tendoanelor poate duce la un anumit grad de ischemie tendinoasă, progresând chiar până la

necroză tisulară, așa cum am observat în rezultatele noastre și în cele descrise de Kannus și Jozsa (1991). Acest fapt este acceptat și în geneza altor rupturi de tendoană, cum ar fi cele ale tendonului tibial posterior (Frey și colab., 1990) sau ale tendonului supraspinos (Lohr și Uhthoff, 1990).

În examinarea cu microscopie electronică de transmisie și scanare, fibrele de colagen nu sunt doar orientate longitudinal, ci și orizontal și transversal; de asemenea, am putut evalua fibrele spiralate cu formarea de bucle.

Această structură tridimensională complexă poate fi înțeleasă doar dacă luăm în considerare faptul că tendonul este expus unor solicitări multidirecționale, nu doar unor solicitări longitudinale. Conform lui Kannus și Jozsa (1991), această structură tridimensională formează o rețea de fibre aranjate pentru a rezista la forțe în diverse direcții, împiedicând deconectarea fibrelor și, implicit, ruperea acestora.

La toate tendoanele lui Ahile care au suferit deja rupturi, am găsit modificări patologice preexistente, care au fost rare la tendoanele de la donatori sau la tendoanele de control.

Aceste observații confirmă studiile realizate de Arner și colab. (1958) și Kannus și Jozsa (1991), printre alții, care au afirmat că ruptura de tendon ar fi precedată de modificări degenerative, adică o tendinopatie degenerativă, o degenerare mixoidă, o degenerare grasă sau o degenerare calcificantă.

Prezența degenerării adipoase poate provoca în sine ruptura tendoanelor fără alte modificări degenerative ale țesutului de colagen (Kannus și Jozsa , 1991).

Degenerarea hipoxică este cea mai frecventă constatare la tendoanele care au suferit o ruptură, fie izolat, fie în combinație cu alte tipuri de degenerare. Unii autori, precum Kannus (1991), descriu existența calcificărilor intramitocondriale în cadrul a ceea ce ei numesc tendinopatie hipoxică degenerativă, pe care noi nu am reușit să o constatăm.

În grupul de control al acestui studiu, cu o vârstă medie de 33,7 ani și care erau probabil sănătoși la momentul decesului accidental, puțin peste un sfert au prezentat modificări patologice ale tendonului lui Ahile. Aceste constatări sugerează că, într-o populație urbană precum cea studiată, prezența modificărilor degenerative ale tendoanelor poate fi frecventă la subiecții cu vârsta peste 30 de ani și pare logic ca aceste modificări să-i predispună la ruptură.

Motivul pentru care tenocitele și fibrele de colagen degenerează sau de ce există diferențe în ceea ce privește tipul de degenerare între diferitele tendoane este necunoscut. Cu toate acestea, dovezile actuale sugerează că scăderea aportului arterial de oxigen, cu hipoxia tisulară rezultată și alterarea metabolismului și nutriției tendoanelor, ar putea fi factorii declanșatori (Hess și colab., 1989).

În final, după studii imunohistochimice, considerăm că laminina, pe care o găsim în tendoanele sănătoase la joncțiunea musculotendinoasă și endomisium, nu este o metodă fiabilă în tendoanele patologice, în timp ce detectarea fibronectinei pe suprafața fibrelor de colagen sau a tenocitelor este un indiciu al degenerării acestor structuri. În conformitate cu Kvist și colab. (1988), considerăm că prezența fibronectinei confirmă existența țesutului de colagen imatur în tendinita cronică, ceea ce crește riscul de ruptură.

În concluzie, după evaluarea acestor tendoane patologice, putem afirma că irigarea tendonului și modificările structurale care apar subclinic

de-a lungul vieții sunt responsabile de o scădere a proprietăților biomecanice ale tendonului. Aceasta duce la o scădere a rezistenței la solicitările la care este expus tendonul, provocând o aplatizare a curbei tracțiune-deformare și, prin urmare, o apariție precoce a leziunilor și o cedare completă a tendonului, ca în cazul rupturii spontane a tendonului.

LITERATURĂ

Arner O, Lindholm A, Orell SR. Modificări histologice în ruptura subcutanată a tendonului lui Ahile: Un studiu a 74 de cazuri. Chir Scand Act 1958; 116: 484-490.

Backman C, Boquist L, Friden J. Paratenonita achileană cronică cu tendinoză: Un model experimental la iepure. J Orthop Res 1990; 8: 541-547.

Burns J, Dixon AJ, Woods JC. Localizarea fibronectinei prin imunoperoxidază în glomerulii țesutului renal fixat cu formalină și procesat în parafină. Histochemistry 1980; 67: 73-78.

Carr AJ, Norris SH. Alimentarea cu sânge a tendonului calcanean. J Bone Joint Surg 1989; 71B: 100-101.

Coombs RRH, Klenerman L, Narcisi P. Tipizarea colagenului în ruptura tendonului lui Ahile. J Bone Joint Surg 1980; 62B: 258-265.

Di Stefano VJ. Patogeneza și diagnosticul rupturii tendonului lui Ahile. Orthop Rev 1975; 4: 17-18.

Dolgo-Saburoff B. Uber Ursprung und Insertion der Skelettmuskelm. Anat Anz 1929; 68: 80-87.

Ekblom P, Miettinen M, Rapóla J. Demonstrarea lamininei, o glicoproteină a membranei bazale, în țesuturi umane fixate cu formalină, procesate în mod obișnuit. Histochemistry 1982; 75:301-307.

Fisher LP, Carret JP, Gonon GP. Vascularizația arterială a ligamentului patelar și a tendonului lui Ahile la om. Bull Assoc Anat 1976; 60: 323-334.

Frey C, Shereff M, Greenidge N. Vascularizația tendonului tibial posterior. J Bone Joint Surg 1990; 72A: 884-888. Gale DW, Dias JJ, Khokhar AA. Tratament chirurgical sau conservator al rupturii închise a tendonului lui Ahile? J Bone Joint Surg 1992; 74B: 142-143.

Genety J. Tendinită și ruptură de tendon achilian. Cah Med Lyon 1972; 48: 1639-1644.

Graf J, Schneider U, Niethard FU. Microcirculația tendonului lui Ahile și semnificația paratenonului: Un studiu cu metoda plastinației. Handchir Mikrochir Plast Chir 1990; 22:163-166.

Hess GP, Cappieilo WL, Poole RM. Prevenirea și tratamentul leziunilor tendoanelor cauzate de suprasolicitare. Sports Med 1989; 8: 371-384.

Holz U. Ruptura tendonului lui Ahile și ahilodinia: Importanța regenerării tisulare. Fortschir Med 1980; 98: 1517-1520.

Inglis AE, SculcoTP. Repararea chirurgicală a rupturilor tendonului achilian. Clin Orthop 1981; 156: 160-169.

Ippolito E, Natali PG, Postacchini F, Accinni L, De Martino C. Studiu morfologic, imunochimic și biochimic al tendonului lui Ahile la iepure la diferite vârste. J Bone Joint Surg 1980; 62A: 583-589.

Jozsa L, Kvist M, Balint BJ. Rolul activității sportive recreative în ruptura tendonului lui Ahile: Un studiu clinic, patoanatomic și sociologic a 292 de cazuri. Am J Sports Med 1989; 17: 338-343.

Jozsa L, Lehto M, Kannus P. Fibronectina și laminina în tendonul lui Ahile. Acta Orthop Scand 1989; 60:469-471. Kannus P, Jozsa L. Modificări histopatologice care urmează rupturii spontane a unui tendon: Un studiu controlat pe 891 de pacienți. J Bone Joint Surg 1991; 73A: 1507-1525.

Kvist MH, Lehto MU, Jozsa L. Paratenonita achiliană cronică: Un studiu imunohistologic al fibronectinei și fibrinogenului. Am J Sportas Med 1988; 16:616-623.

Lohr JF, Uhthoff HK. Modelul microvascular al tendonului supraspinos. Clin Orthop 1990; 254: 35-38. Lundborg G, Holm S, Myrhage R. Rolul lichidului sinovial și al tecii tendinoase în nutriția tendonului flexor.
Un studiu experimental cu trasori asupra căilor de difuzie la câini. Scand J Plast Reconst Surg 1980; 14:99-107.

Newnham DM, Douglas JG, Legge JS. Ruptura tendonului lui Ahile: o complicație subestimată a tratamentului cu corticosteroizi. Thorax 1991; 46: 853-854.

Sandelin J, Kiviluoto O, Santavirta S. Rezultatele leziunilor sportive tratate într-o secție de urgență. Br J Sports Med 1985; 19:103-106

Schmidt-Rohlfing B, Graf J, Schneider U. Alimentarea cu sânge a tendonului lui Ahile. Int Orthop 1992; 16:29-31. Williams JG. Leziuni ale tendonului lui Ahile în sport. Sports Med 1986; 3: 114-135.

Capitolul 6
Biomecanica musculară

E Balagué Vives y S. Ramôn Rona

Introducere

Corpul uman prezintă în mod constant o activitate mecanică. Aceasta se datorează, pe de o parte, funcțiilor organelor sale vitale, cum ar fi circulația sângelui, respirația și digestia, și, pe de altă parte, activităților asociate cu viața cotidiană și socială, cum ar fi locomoția și sarcinile manuale mai sofisticate.

Mișcarea voluntară este esențială pentru o viață activă. Pierderea mobilității duce la declin funcțional și la incapacitatea de a desfășura activitățile vieții de zi cu zi. Biomecanica este aplicarea principiilor fizicii la studiul sistemelor biologice. Aceasta permite studierea mișcării corpului și a forțelor necesare pentru a o produce.

De la antrenamentul de forță practicat de culturiști până la mișcările de precizie executate de muzicieni, toată activitatea musculo-scheletică urmează în esență un singur model, folosind aceleași unități contractile de bază, așa cum va fi detaliat mai jos. Activitățile umane nu sunt atât de simple, iar unele necesită interacțiuni complexe ale grupurilor musculare sinergice. Deși caracteristicile de bază ale biomecanicii musculare sunt cunoscute, datele științifice nu sunt încă concludente. Acest capitol prezintă conceptele fundamentale ale biomecanicii musculare.

Structura mușchiului striat

Celulele musculare provin din mezenchim, care este identificabil macroscopic în embrion începând cu a șaptea săptămână de gestație. Mușchiul este compus din celule, rețele organizate de nervi și vase de sânge și o matrice de țesut conjunctiv extracelular. Elementul anatomic fundamental al mușchiului este fibra musculară, care include mușchiul cardiac, mușchiul neted (involuntar) și mușchiul striat (voluntar sau scheletic).

Mușchiul striat constituie cea mai mare masă de țesut din corp și reprezintă 43% din greutatea totală a corpului, în timp ce mușchiul neted și cel cardiac reprezintă 5-10%. Funcția sa de bază este mișcarea articulațiilor și asigurarea forței și protecției sistemului osos prin distribuirea sarcinilor care acționează asupra acestuia. Se află sub controlul direct al sistemului nervos central (SNC). Mușchii pot fi monoarticulari, atunci când se inserează în două oase adiacente și traversează o singură articulație.

Mușchii sunt clasificați ca fiind monoarticulați, acționând asupra unei singure articulații, sau multiarticulați atunci când traversează două sau mai multe articulații între originea și inserția lor. Mușchi diferiți pot acționa asupra fiecărei articulații, iar mai mulți pot fi implicați în fiecare mișcare. Deși fiecare mușchi are proprietăți anatomice și funcționale individuale, aceștia rareori acționează singuri în orice mișcare, oricât de simplă ar fi. Capetele fibrelor musculare sunt inserate în tendoane, care la rândul lor sunt inserate în oase, traversând articulațiile și transmițând forța generată în timpul contracției. Aponevrozele, sau fasciile, sunt foi de țesut conjunctiv care se găsesc în unii mușchi non-fusiformi și sunt, de asemenea, utile pentru inserția osoasă. Tendoanele și aponevrozele constituie elementul elastic în serie. Mușchiul și tendonul sunt două componente elastice în serie care își multiplică efectele și conservă energia.

Mușchiul striat este compus din aproximativ 75% apă, urmat de proteine, în special componente contractile precum actina și miozina (20%) și 5% fosfați, săruri minerale și surse de energie necesare pentru producerea forței. Mușchii scheletici conțin mai mult de o treime din proteinele organismului. Celulele lor au proprietatea de a suferi o hipertrofie considerabilă sub stimulul funcției motorii active. După cum a observat Trueta, pigmentul mioglobină, care se găsește doar în mușchi, este principalul responsabil pentru culoarea sa roșiatică.

Mușchiul striat este analizat mai jos datorită importanței sale biomecanice evidente, iar pentru a face acest lucru, trebuie înțeleasă structura sa. Mușchiul este compus din elemente pasive sau inerte și elemente active sau contractile.

Elemente pasive sau inerte

Mușchiul este înconjurat de o teacă de țesut conjunctiv numită epimisiu. Țesutul conjunctiv pătrunde în mușchi, formând perimisul, care împarte mușchiul în fascicule musculare, fiecare conținând mai multe fibre sau celule musculare. În interiorul fiecărui fascicul, fibrele sau celulele sunt separate unele de altele prin endomisiu. Toate aceste elemente constituie componenta elastică paralelă cu fibrele. Conținutul de țesut conjunctiv variază de la mușchi la mușchi și de la specie la specie. Funcția sa este de a asigura coeziunea fibrelor musculare. De asemenea, permite circulația sanguină și limfatică și conține o rețea nervoasă (Fig. 6-1).

Elemente active sau contractile

Componentele contractile sunt de două tipuri: fibra musculară, sau fibra extrafusală, și fusul neuromuscular, sau fibra intrafusală. Fibra musculară exercită forță prin contracția sa, așa cum se va explica mai târziu. Fibra musculară striată este o celulă alungită, cu o lungime care variază între 1 mm (tensor timpanic) și 35 cm (sartorius), și al cărei diametru variază între 10 și 100 μm. La om, numărul de fibre musculare care alcătuiesc un mușchi este predeterminat la aproximativ patru luni de viață embrionară. Fiecare fibră sau celulă constituie un sincițiu care poate conține până la câteva sute de nuclei. Fibra musculară este compusă din: *a)* sarcolem; *b)* miofibrile; și *c)* sarcoplasmă.

Sarcolema este membrana fibrei musculare striate, cu o grosime mai mică de 10 Å. Structura sa este foarte asemănătoare cu cea a membranelor altor celule, cum ar fi celulele nervoase . Este situată sub endomisium. Prezintă numeroase tuneluri sau invaginări.

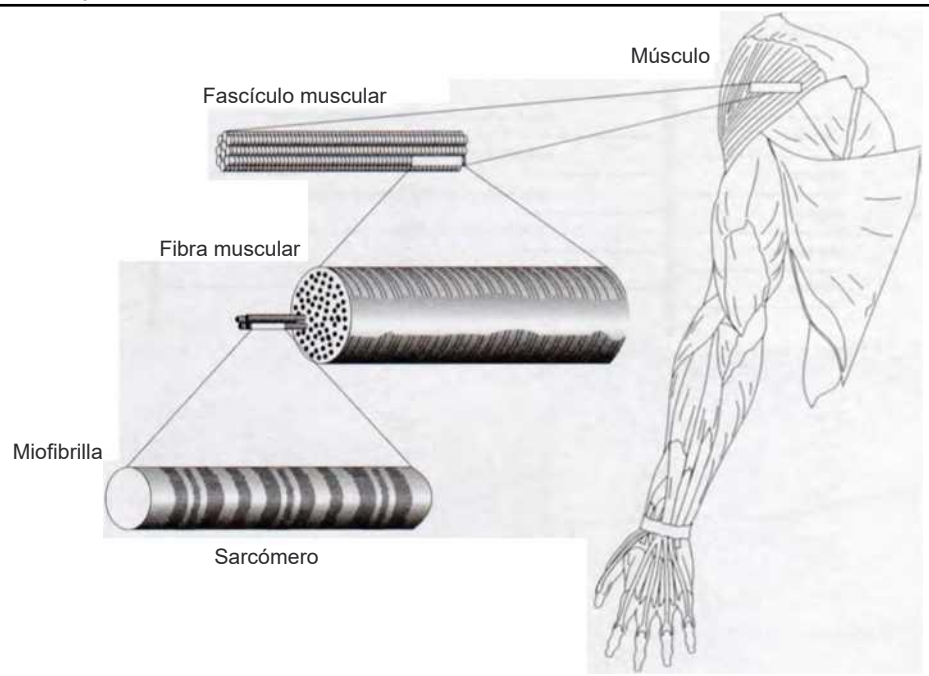


Figura 6-1. Estructura del músculo esquelético. Organización del músculo esquelético, desde el nivel macroscópico al molecular. (Adaptado de Netter, 1990.)

care formează vezicule deschise și care sunt manifestări morfologice ale proceselor de transport activ.

Miofibrilele constituie elementul contractil al celulei. Au un diametru cuprins între 1 și 3 μm și ocupă două treimi din citoplasmă (mai mult de 100 de milioane pe cm^2). Miofibrila este compusă din sarcomere aranjate în serie, între 100 și 400. Sub microscopul optic, prezintă un model bandat format din benzi izotrope (banda I) și benzi anizotrope (banda A). Această dispunere conferă mușchiului aspectul striat. Sub microscopul electronic, ultrastructura permite o mai bună definire a structurii altor benzi din interiorul său. Miofibrilele sunt la rândul lor compuse din miofilamente, sau filamente contractile, alcătuite din proteine contractile. Filamentele pot fi subțiri (filamente de actină) sau groase (filamente de miozină) și alternează de-a lungul fibrei. Poziția lor permite interdigitarea între ele, astfel încât fiecare filament gros este situat între miofilamentele subțiri și invers.

Sarcoplasma este similară cu citoplasma altor celule, conținând matricea celulară și organite, cum ar fi aparatul Golgi, mitocondriile și reticulul sarcoplasmatic.

Astfel, miofibrilele sunt compuse din mai mulți sarcomeri. Sub microscopul electronic , un sarcomer este spațiul dintre două linii Z consecutive *(Zwischenscheibe)* , care apar la intervale regulate. După cum s-a menționat, banda A opacă (anizotropă, în principal miozină) din centrul sarcomerului poate fi distinsă de banda I (izotropă, în principal actină), care este banda transparentă situată la capete. Linia Z (actină și molecule asociate) este situată în centrul benzii I (Fig. 6-2). În centrul benzii A se află o zonă transparentă, zona H (discul lui Hansen).

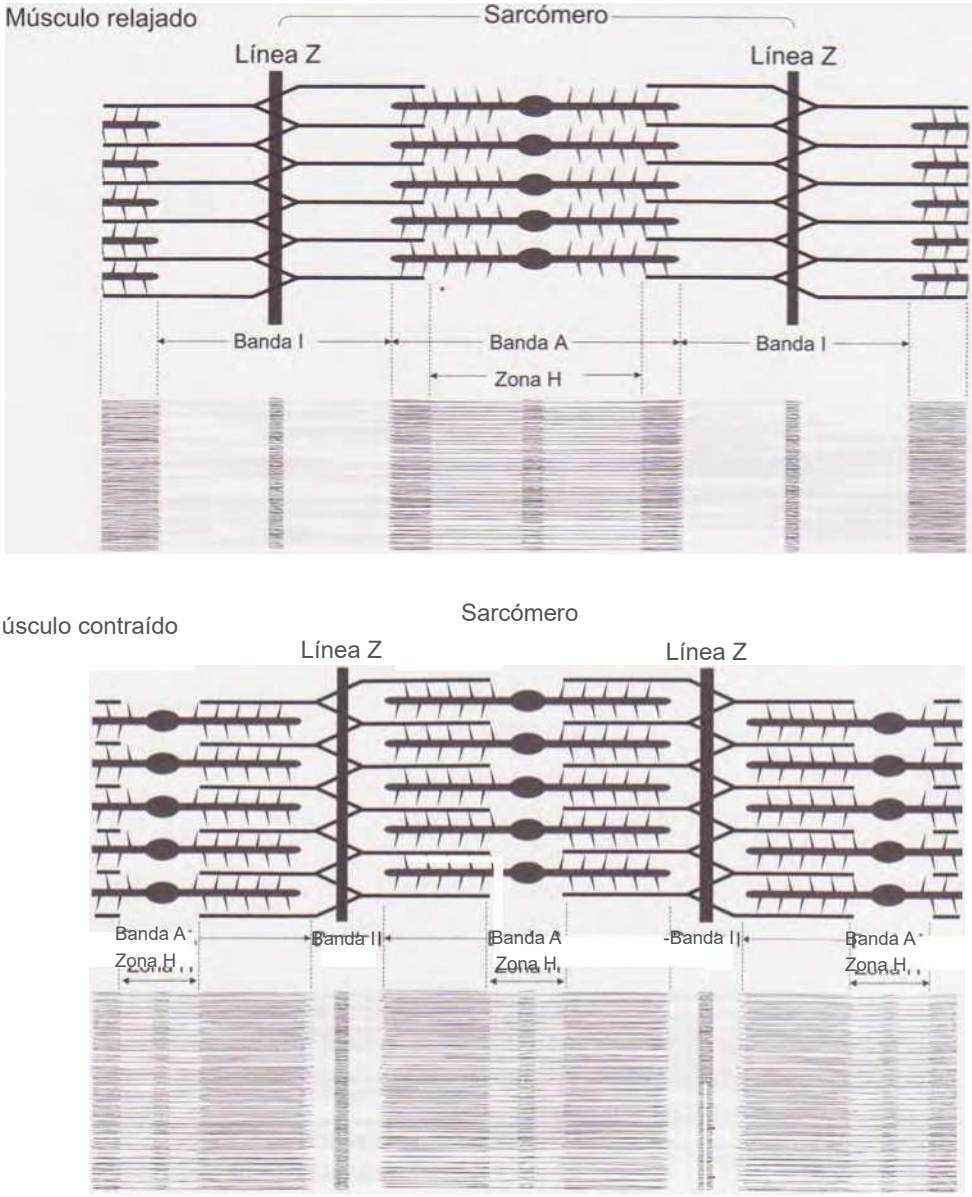


Figura 6-2. Structura microscopică a mușchiului. În timpul contracției , sarcomerul se scurtează datorită alunecării filamentelor subțiri între două linii Z (benzile I se scurtează, fără a modifica lungimea benzilor A), scurtând miofibrila și fibra musculară și, prin urmare, mușchiul crește în grosime. În timpul relaxării, se întâmplă invers (vezi textul).

Microscopia electronică a unui sarcomer permite diferențierea între filamentele groase, cu diametrul de 16 nm, și filamentele subțiri, cu diametrul de 7 nm (Fig. 6-3). Filamentele groase sunt situate în mijlocul sarcomerului, în banda A. Sunt compuse din miozină (1,5 μm lungime și 15 nm grosime) și sunt dispuse longitudinal.

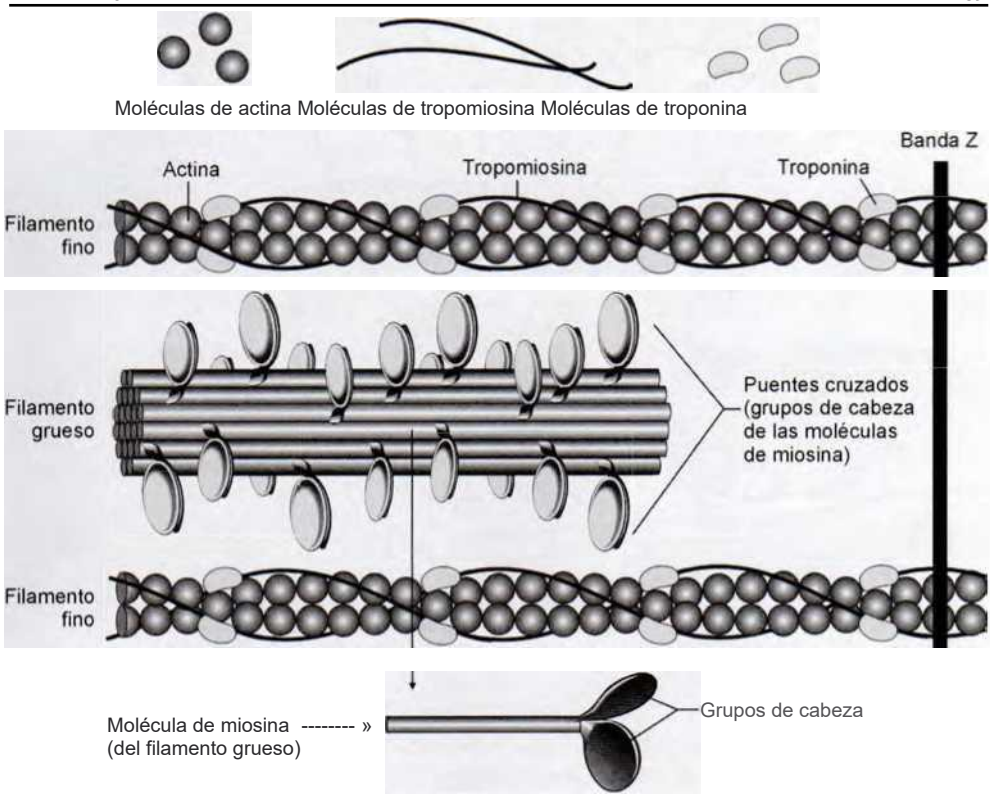


Figura 6-3. Ultrastructura mușchiului scheletic.

Fiecare filament de miozină are o proiecție asemănătoare unei palete la capătul său globular, sau la cap, care formează punți încrucișate între filamentele groase și subțiri. Miozina posedă activitate de adenozin trifosfatază (ATPază) care eliberează energia necesară contracției. Deoarece rotesc puternic lumina polarizată, sunt responsabile pentru apariția benzilor A în secțiune longitudinală. Aceste filamente sunt atașate la linia Z printr-o proteină structurală intermediară, titină (sau conectină).

Filamentele subțiri își au originea la linia Z și se extind de-a lungul benzii I. Sunt compuse din actină (cu diametrul de 5 Å). Complexul troponină-tropomiozină este distribuit pe întreaga lungime a filamentului subțire. Prezența sa face ca interacțiunea actină-miozină să fie sensibilă la concentrația de calciu ionic ($Ca2^{+}$).

Alți constituenți (desmină, vimentină) din cadrul sarcomerului asigură conexiunile transversale dintre liniile Z. Cu acest sistem, după interacțiunea actină-miozină, este permisă transmiterea contracției către sarcomer și ulterior către tendon.

Fusul neuromuscular

În mușchiul striat și tendon există receptori proprioceptivi periferici, care se împart în: *a)* fus neuromuscular, care este distribuit în tot burta musculară și transmite informații despre lungimea mușchiului sau a

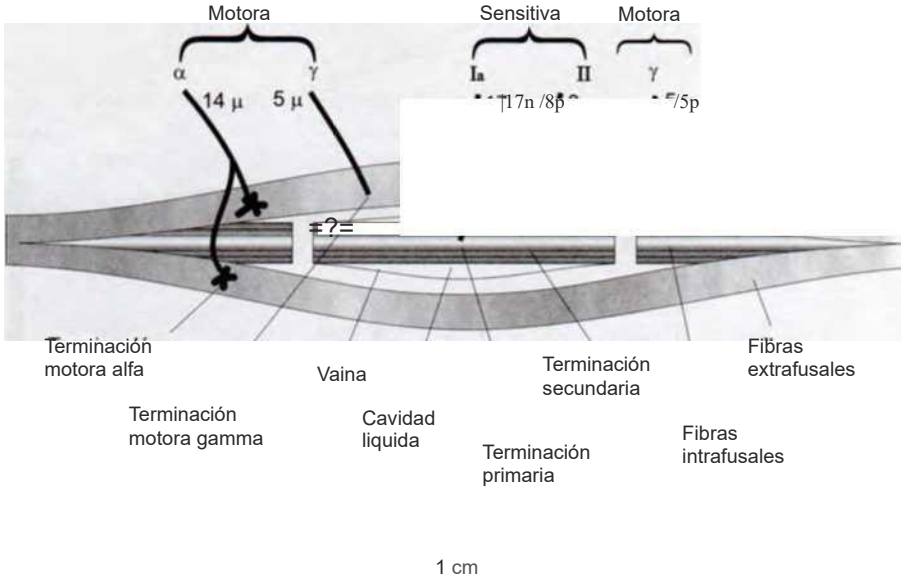


Figura 6-4. Structura fusului muscular. Fusul muscular și relația sa cu fibrele musculare scheletice extrafusale mari, cu inervație dual motorie și senzorială a fusului muscular.

magnitudinea modificării lungimii către SNC; și *b)* organul tendinos Golgi care transmite - informații către SNC despre tensiune sau magnitudinea modificării tensiunii, care nu face obiectul acestui capitol.

Fuzul neuromuscular, sau fibra intrafusală, este un proprioceptor sensibil la întindere, situat paralel cu fibrele mușchilor striați. Are formă de fus, are o lungime de aproximativ 4 până la 10 mm și o lățime de 80 până la 100 μm. Este situat adânc în masa musculară și are o componentă musculară numită fascicul intrafusal, compus din mai multe fibre musculare striate înconjurate de o capsulă, cu o expansiune în regiunea sa centrală. Fiecare fus este format din mai multe fibre intrafusale mici, între 3 și 12, care se unesc la capete și se inserează în fibrele musculare scheletice extrafusale din jur. Fiecare fibră intrafusală este o fibră musculară scheletică foarte mică. Este organul de bază al reflexului de întindere monosinaptic. Întinderea pasivă produce tensiune în fus, în timp ce contracția musculară scade această tensiune (reflex de protecție musculară).

Calea aferentă este formată din două tipuri de fibre. Fibrele din grupa IA fac sinapsă cu neuronii motori alfa din cornul anterior al măduvei spinării. Sunt groase și inervează fibrele intrafusale din regiunea lor centrală sau nucleară. Fibrele din grupa II sunt mai mici și situate mai extern decât fibrele IA. Excitabilitatea tracturilor neuromusculare este controlată de neuronii motori de tip 7 (Fig. 6-4). Atât fibrele de tip 7, cât și cele alfa își au corpurile celulare în cornul anterior al măduvei spinării. Grupa IA face sinapsă cu neuronii motori monosinaptic. Grupa II face sinapsă polisinaptic. Activarea are loc și prin intermediul fibrelor din grupa IA care provin din neuronii motori de tip 7. Aceste fibre provoacă contracția capetelor polare ale fibrelor intrafusale, rezultând extensia regiunii centrale, care are puține miofibrile și, prin urmare, contractilitate limitată.

Tabelul 6-1. Tipuri de fibre musculare din corpul uman

	Tipul I	*Tip HA*	*Tipul IIB*
Nume	Roşu Oxidare lentă	Alb Oxidativ glicolitic rapid Scuturare rapidă	Glicolitic rapid
Viteza de contracție	Lent	Rapid	Rapid
Forța de contracție	Scăzut	Ridicat	Ridicat
oboseală	Rezistență la oboseală	Obositor	Cel mai obositor
Capacitate aerobă	Ridicat	Moderat	Scăzut
Capacitate anaerobă	Scăzut	Moderat	Ridicat
Dimensiunea unității motorului	Puțin	Mare	Cel mai vechi
Densitatea capilară	Ridicat	Ridicat	

Calea eferentă este formată din fibre motorii destinate inervației fibrelor musculare extrafusale (fibre α).

Fibrele eferente 7 trebuie diferențiate de fibrele eferente care inervează mușchiul scheletic extrafusal.

Tipuri de fibre musculare

Corpul uman desfășoară o multitudine de activități fizice. Fibrele musculare posedă caracteristici individuale care le conferă o anumită specializare și, deși combină aspecte de viteză, putere și rezistență, una dintre acestea predomină în general asupra celorlalte. În prezent, fibrele sunt diferențiate în funcție de criterii structurale și metabolice, în special prin capacitatea lor de a genera adenozin trifosfat (ATP) și prin capacitatea lor de a facilita acțiunea energetică a acestuia asupra sistemului contractil al sarcomerului, influențând viteza de contracție. Cantitatea și distribuția fibrelor sunt determinate genetic. După cum se arată în Tabelul 6-1, fibrele pot fi clasificate după cum urmează:

1. Fibre de tip I sau fibre cu contracție lentă: Acestea sunt fibre cu contracție și relaxare puternică, lentă și de lungă durată și, prin urmare, sunt rezistente la oboseală. Își obțin energia din oxigenul din sânge, ceea ce înseamnă că au *capacitate aerobă.* Au un conținut ridicat de mioglobină, enzime oxidative și mitocondrii.
2. Fibre de tip II sau fibre cu contracție rapidă: Acestea sunt fibre cu contracție rapidă și precisă. Utilizează energia stocată în mușchi. Sunt împărțite în continuare în fibre I1A, care sunt intermediare între fibrele de tip I și II și conțin enzime glicolitice și, prin urmare, au capacitate anaerobă. Cu un antrenament adecvat, pot chiar utiliza oxigen, la fel ca fibrele de tip I. Fibrele I1B se bazează exclusiv pe glucoza musculară pentru energie. Fibrele I1C sunt rare în condiții normale. Sunt considerate fibre nediferențiate, capabile să devină fie de tip I1A, fie de tip I1B. Au fost asociate cu reinervarea mușchilor lezați.

La persoanele sedentare, distribuția este de aproximativ 50% fibre de tip I și 50% fibre de tip II (30-35% tip HA și 15-20% tip IIB). Pentru sarcinile care necesită forță redusă, sunt activate doar fibrele de tip I, care posedă

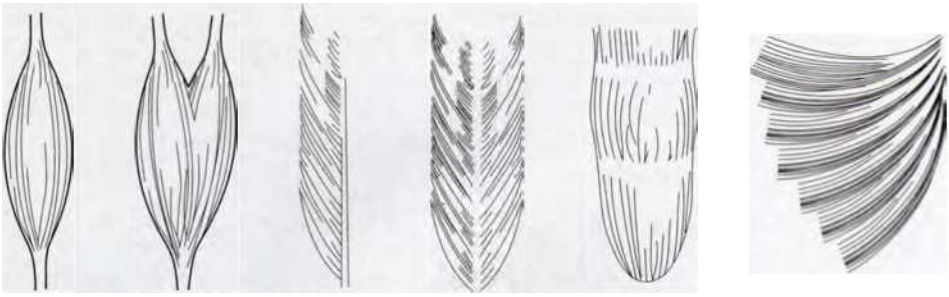


Figura 6-5. Tipos de músculos del cuerpo humano, según la disposición de sus fibras musculares.

Au o rezistență mare, dar o forță slabă și un conținut ridicat de hemoglobină, care conferă mușchiului o culoare roșiatică. Pe măsură ce efortul crește, celulele de tip I1A sunt activate , iar celulele de tip IIB sunt activate ultimele. Celulele de tip IIB sunt caracterizate prin dezvoltarea unei forțe mari pentru o perioadă foarte scurtă de timp.

Biomecanica contracției musculare

Arhitectura musculară

Conform distribuției fibrelor musculare, mușchii se clasifică după cum urmează (fig. 6-5):

1. Fusiforme: fibrele lor sunt paralele cu lungimea mușchiului (biceps brahial).
2. Mușchii penați (penne = pană): fibrele lor sunt oblice față de direcția de tracțiune (flexor pollicis longus, tibial posterior).
3. Bipenniform sau circumpenniform: ca și tibialul anterior.
4. Multipenat: ca deltoidul.
5. Segmentat.

Mecanica contracției musculare

Mușchiul striat este controlat de sistemul nervos central, segmentele măduvei spinării și organele proprioceptive, cum ar fi aparatul Golgi. Atunci când un mușchi se contractă, generează o forță cunoscută sub numele de forță internă sau tensiune, care diferă de forța externă sau sarcina, rezistența cu care se confruntă, în special împotriva gravitației sau a forțelor de frecare.

Combinația dintre un singur neuron motor și toate fibrele musculare pe care le inervează se numește unitatea motorie a cornului anterior și este unitatea funcțională a mușchiului striat. Când este stimulată, toate fibrele musculare care depind de acesta reacționează simultan. Acestea răspund legii „totul sau nimic”; adică, după stimulul nervos, fie se contractă maxim și la unison, fie nu se contractă deloc.

În timpul contracției musculare, au loc fenomene mecanice, chimice și electrice . Cea mai larg acceptată teorie a contracției musculare este

teoria alunecării miofibrilare, propusă de Huxley (1957). Conform acestei teorii, elementele contractile ale miofibrilelor - actina și miozina - alunecă unele peste altele, menținându - și lungimea. Această alunecare face ca mii de striații să se apropie una de cealaltă, iar întreaga fibră se scurtează. Pe scurt, în timpul contracției, are loc o scurtare a sarcomerului, adică o aproximare a liniilor Z, datorită suprapunerii crescute dintre filamentele de actină și miozină . Aceasta este cunoscută și sub numele de teoria alunecării filamentoase a contracției musculare.

Pe lângă fenomenele mecanice, în timpul contracției musculare au loc fenomene chimice și electrice . Fenomenele biochimice se datorează în principal interacțiunii complexului actină-miozină în prezența ATP și K^{+} și $Mg2^{+}$. În repaus , cele două proteine (actina și miozina) sunt intercalate în banda A. În urma stimulării nervoase , în prezența $Ca2^{+}$ acetilcolina este eliberată la joncțiunea neuromusculară, producând un potențial de acțiune care depolarizează membrana fibrei musculare . Acetilcolina este mediatorul chimic al impulsurilor nervoase la joncțiunea - neuromusculară .

Mecanismul de reglare ionic este strâns legat de fenomenele electrice care au loc în membrana fibrei musculare și de stimularea neuronală, formând astfel baza neurofiziologică a contracției musculare. Unitatea motorie este formată dintr -un grup de fibre musculare și nervul motor corespunzător, neuronul motor și axonul.

Fibrele musculare se pot scurta până la o treime din lungimea lor de repaus. Acest proces continuu poate genera tensiune, rezultând în dezvoltarea unei forțe concentrice (scurtare), a unei forțe excentrice (alungire) sau a unei forțe izometrice (statice) , așa cum se explică mai jos.

Întregul proces se realizează prin intermediul unui sistem de tubuli T, care sunt ramificații ale membranei celulare din interiorul celulei și formează o rețea de tubuli fini, transmițând potențialul de acțiune în întreaga celulă (Fig. 6-6). Prin urmare , fenomenele neurologice, electrice și chimice coexistă în contracție, rezultând o acțiune mecanică.

În literatura medicală există mai multe modele mecanice care explică biomecanica musculară. Primul și cel mai cunoscut este modelul Hill , care descrie mușchiul scheletic ca fiind compus din trei elemente (Fig. 6-7). Unul dintre acestea este contractil, activ; adică mușchiul răspunde la stimulare în serie cu un element elastic. Există un alt element elastic, de data aceasta în paralel cu cele două menționate mai sus (contractil și elastic, ambele în serie). Acest ultim element, care este independent de elementul contractil, reprezintă tensiunea exercitată asupra țesutului conjunctiv muscular. Elementul elastic în serie este situat în tendon și în punțile transversale dintre filamentele de actină și miozină. Modelul Hill oferă o idee de bază, simplificată, despre comportamentul muscular.

Contracția musculară produce o forță care acționează asupra originii și inserției sale cu o forță egală, dar opusă. Tensiunea dezvoltată de un mușchi stimulat depinde de lungimea maximă pe care o pot atinge fibrele sale. Figura 6-8 ilustrează relația dintre lungimea mușchiului și forța izometrică , arătând că atunci când o forță este aplicată mușchiului, acesta crește în lungime datorită elasticității fibrelor sale. Tensiunea sau forța este produsă numai atunci când filamentele groase interacționează cu filamentele subțiri. Forța maximă se obține atunci când fibra se află la lungimea sa de repaus, adică atunci când lungimea sarcomerului permite activarea tuturor punților încrucișate dintre filamentele groase și cele subțiri. Dacă are loc o scurtare suplimentară, forța pe care o dezvoltă scade lent

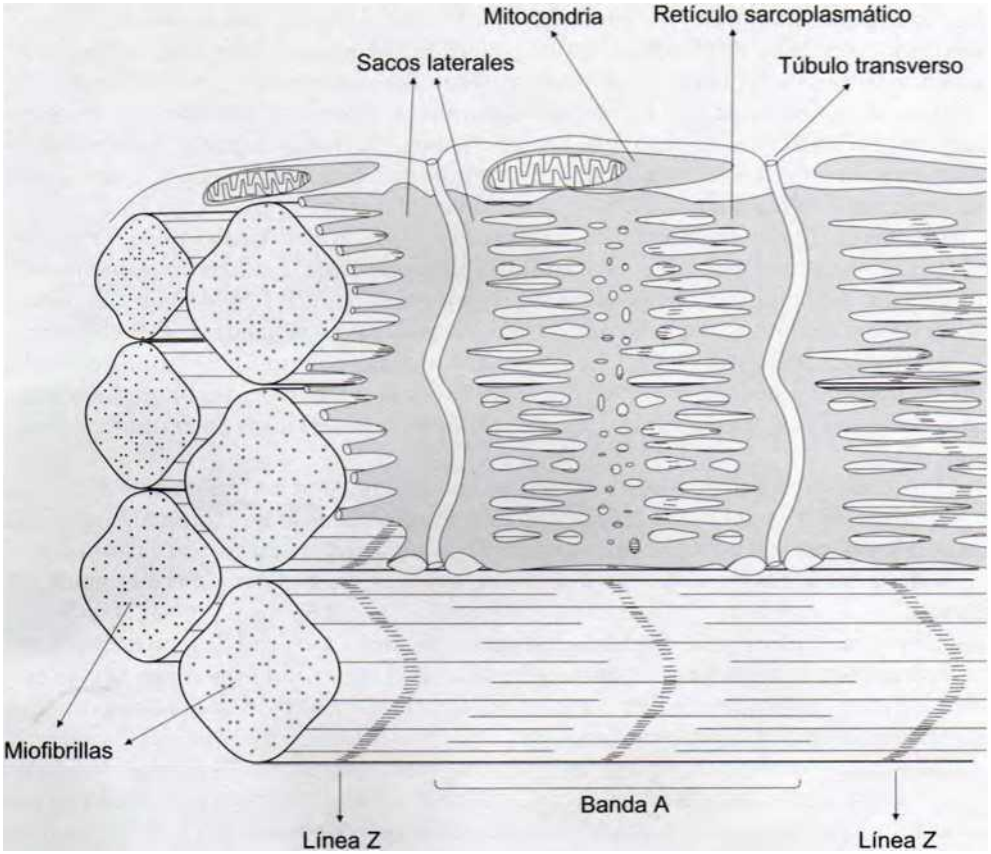


Figura 6-6. Sistemul reticulului tubular-sarcoplasmatic transvers al mușchiului scheletic.

Inițial, apoi rapid. Aceste modificări ale forței, pe măsură ce fibra se scurtează sau se lungește , se datorează caracteristicilor moleculare specifice ale procesului de contracție și, în special, țesutului conjunctiv care înconjoară fibrele musculare și straturile burții musculare. Ultrastructura miofibrilei explică relația dintre lungimea fibrei și tensiune.

Atunci când se analizează forța produsă de întregul mușchi, trebuie luate în considerare ceea ce se numește tensiune activă și tensiune pasivă. Tensiunea activă reprezintă forța dezvoltată de elementele contractile ale mușchiului. Tensiunea pasivă indică forța dezvoltată atunci când mușchiul își depășește lungimea de repaus, iar părțile sale necontractile sunt întinse sau alungite. Atunci când un mușchi este alungit progresiv dincolo de lungimea sa de repaus, există o creștere a forței pasive și o scădere a forței active. În schimb, atunci când sarcomerul se scurtează, inițial există o suprapunere mai mare a filamentelor groase și subțiri. Scurtarea suplimentară provoacă o apropiere mai mare a filamentelor și o pierdere a forței contractile.

Figura 6-9 prezintă relația dintre forța și viteza scurtării mușchiului, astfel încât tensiunea maximă pe care o poate dezvolta un mușchi depinde

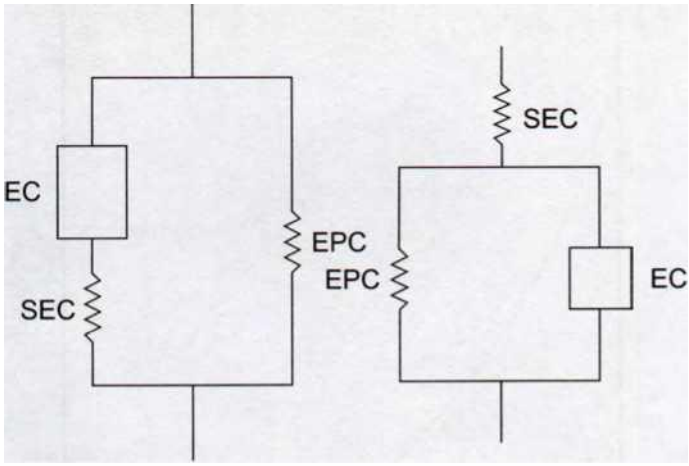


Figura 6-7. Modelo de los tres elementos de Hill. EC: elemento contráctil; SEC: elementos en serie; EPC: elementos en paralelo. (Adaptada de Hill, 1938.)

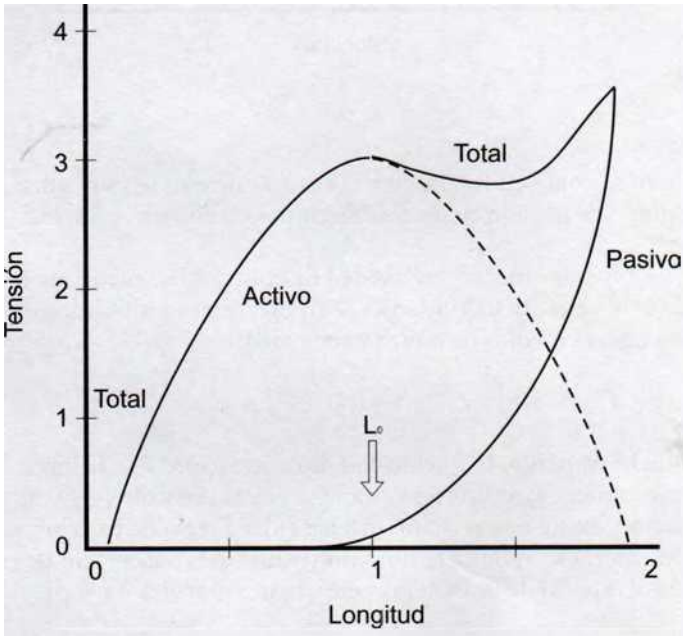


Figura 6-8. Relación isométrica entre la longitud y la fuerza (tensión) de tracción del músculo esquelético.

Viteza cu care se execută mișcarea determină viteza contracției. În contracția izometrică sau statică, nu există nicio modificare a lungimii mușchiului; viteza de scurtare este zero. În schimb, în contracția non-izometrică sau dinamică, mușchiul își modifică lungimea, iar lucrul extern măsurabil este efectuat, pe baza forței și a distanței parcurse. În funcție de direcția modificării lungimii mușchiului, contracția izotonică poate duce la scurtarea mușchiului (contracție concentrică), cu lucru pozitiv, sau la alungirea mușchiului (contracție excentrică), cu lucru negativ. Vitezele mari duc la o scădere progresivă a tensiunii maxime realizabile.

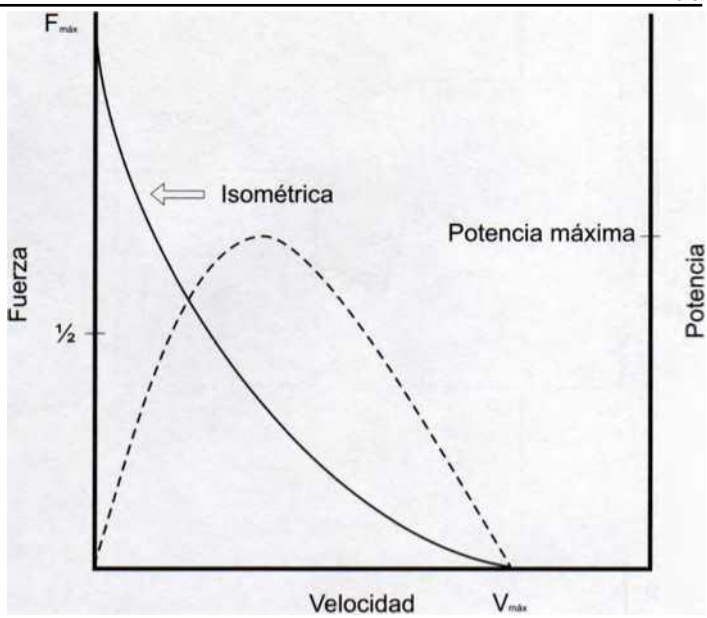


Figura 6-9. Curva de fuerza-velocidad. La potencia del músculo es la fuerza del músculo por la velocidad de contracción.

În concluzie, deși cauzele acestui fenomen nu sunt încă pe deplin înțelese, mușchiul atinge gradul maxim de tensiune în contracțiile excentrice la viteze relativ mari.

Relația dintre forță și viteza de contracție poate fi determinată folosind ecuația *HUI,* care prezice destul de fiabil comportamentul mecanic al majorității mușchilor la valori medii ale forței și vitezei:

$$(F + a) \bullet (V + b) = (F_{max} + a) \bullet b$$

unde *F_s este* forța de tracțiune a mușchiului, V_a este viteza de contracție, *F _{max} este* forța izometrică maximă, iar *a* și *b* sunt constante ale căror valori variază pentru fiecare mușchi (în general 0,25). Conform acestei ecuații, există o relație inversă între forța de tracțiune și viteza de contracție. Această teorie se aplică fibrei musculare individuale, ceea ce limitează extrapolarea directă la studiul sistemelor musculare globale și la practica clinică.

Ca aplicație a studiului mușchilor, analiza cantitativă a proprietăților mecanice ale mușchilor poate fi efectuată cu ajutorul înregistrării electromiografice a contracției musculare, iar în prezent cu analiza izocinetică a contracției musculare și a oboselii.

Proprietățile contracției musculare

Datorită marii diversități a constituenților săi, fiecare mușchi poate fi considerat un sistem musculo-scheletic ale cărui cele mai importante proprietăți biomecanice sunt elasticitatea, vâscozitatea și contractilitatea.

Elasticitate

Este capacitatea mușchiului de a se lungi atunci când este supus unei forțe și de a reveni la lungimea sa de repaus atunci când forța încetează. După ce un tendon este secționat, mușchiul se scurtează cu 20%. Elasticitatea musculară nu este liniară; mai degrabă, lungimea sa urmează o curbă exponențială. Elasticitatea previne întinderea pasivă excesivă a elementelor contractile, reducând astfel riscul de leziuni musculare. Elasticitatea influențează funcția mușchiului ca amortizor, precum un arc, care poate rezista pasiv întinderii, asigurând în același timp compactitatea necesară.

Goo

Tensiunea musculară depinde nu numai de lungimea sa, ci și de viteza cu care se alungește. Dacă mușchiul se alungește rapid, tensiunea sa atinge o valoare maximă, apoi scade lent până la o valoare constantă. Mușchiul prezintă un comportament vâscos, fiind compus din aproximativ 75% apă și o mare parte dintr-un material amorf similar unui polimer cu lanț lung; prin urmare, ambele proprietăți sunt cuprinse în *viscoelasticitate.* Atât tendoanele, cât și țesutul conjunctiv al mușchiului sunt structuri vâscoelastice ale căror caracteristici mecanice sunt evidente în special în timpul contracției și extensiei pasive a mușchiului. Tendoanele au fost considerate a fi ca un arc elastic situat în serie cu componentele contractile ale fibrei musculare (actină și miozină), spre deosebire de alte componente elastice (epimisiu, perimiziu și endomisiu) situate paralel cu aceste elemente contractile. Atunci când are loc contracția activă sau extensia pasivă a mușchiului, are loc o întindere a componentelor în serie și în paralel, rezultând tensiune la nivel muscular și stocare de energie.

Contractilitate

Mușchiul striat începe să se contracte în jurul celei de-a șaptea săptămâni de viață embrionară. Această proprietate constituie acțiunea musculară primară, deoarece este realizată de componentele sale specific musculare.

Proprietățile de distensibilitate și elasticitate sunt benefice mușchiului, deoarece îl mențin pregătit pentru contracție și, simultan, facilitează producerea și transmiterea tensiunii musculare în modul cel mai eficient pentru contracție. Viscoelasticitatea permite elementelor elastice în serie și paralel să absoarbă energia, iar această absorbție de energie este proporțională cu gradul de forță produs în timpul contracției.

Factorii care influențează forța musculară

În timpul contracției musculare, tensiunea musculară depinde de numărul și dimensiunea fibrelor musculare contractante, precum și de intensitatea contracției. Fiecare fibră se contractă în funcție de numărul de potențiale de acțiune (frecvența de stimulare) și de caracteristicile mecanice ale contracției (lungimea optimă). Gradul de sincronizare a fibrelor musculare agoniste în timpul contracției, relaxarea adecvată a mușchilor antagoniști și

timpul de contracție sunt, de asemenea, factori determinanți pentru îmbunătățirea gradului de contracție musculară. Toate acestea depind de buna funcționare a sistemului nervos, prin comenzi motorii specifice, ceea ce permite creșterea forței musculare cu un antrenament adecvat.

Înțelegerea biomecanicii mișcării este fundamentală pentru atingerea puterii maxime a fiecărui individ prin antrenament controlat. Cunoașterea factorilor care optimizează performanța maximă a unui mușchi permite aplicarea celor mai bune metode de antrenament de forță. Cei mai importanți factori sunt descriși mai jos.

Aranjamentul fibrelor

Fibrele musculare orientate la un unghi față de direcția de tracțiune, cum ar fi gluteus medius, sunt mai apropiate una de cealaltă. Datorită acestui efect de împachetare, există un număr mai mare de fibre în aceeași secțiune transversală. Prin urmare, forța generată de mușchii penați va fi mai mare decât cea a mușchilor fusiformi , ale căror fibre urmează aceeași direcție longitudinală ca și mușchiul.

Forma și dimensiunea mușchilor

Mușchii fusiformi permit corpului să efectueze mișcări rapide, de mare amplitudine, în timp ce mușchii penați permit mișcări de amplitudine mai mică, dar de putere mai mare. Mușchii fusiformi se pot scurta mult mai mult decât mușchii penați.

Numărul de fibre musculare

Cu cât este mai mare gradul de specificitate sau control necesar pentru contracție, cu atât sunt prezente mai puține fibre musculare în unitățile motorii. Astfel, de exemplu, mușchii cu mișcări precise, cum ar fi mușchii oculari intrinseci, sunt compuși din 6-10 fibre musculare. Aceasta este cunoscută sub numele de motricitate fină. Cu cât este mai mare numărul de fibre implicate în acțiune, cu atât este mai mare forța rezultată a contracției. Mușchii responsabili de acțiuni grosiere și puternice, cum ar fi mușchii gambei, pot conține până la 2.000 de fibre. Aceasta este cunoscută sub numele de motricitate grosieră.

În ciuda acestor diferențe, schema lor funcțională este foarte similară, atât în ceea ce privește modelele structurale, cât și procesul de contracție. Prin urmare, capacitatea de scurtare a mușchiului depinde de lungimea, direcția și concentrația fibrelor din burta musculară.

Pentru a evalua forța unui mușchi, este necesar să înțelegem și acțiunea punctelor sale de inserție asupra articulației. Astfel, capacitatea unui mușchi de a ridica o greutate depinde în special de doi factori: secțiunea sa transversală fiziologică și poziția sa față de articulație.

Modalitatea de contracție

Așa cum s-a descris, o contracție excentrică este una în care forța de rezistență este mai mare decât forța generată de mușchi, determinând alungirea acestuia. Dacă rezistența este mai mică decât forța generată, mușchiul se scurtează, ceea ce se numește contracție concentrică.

O oboseală mai redusă în timpul exercițiilor fizice se obține prin combinarea diferitelor tipuri de contracție musculară într-un mușchi relativ alungit. Interacțiunea dintre filamentele groase și subțiri ale sarcomerului este mai ușoară și mai eficientă într-un mușchi alungit. În schimb, atunci când mușchiul este scurtat, este mai dificil să se genereze tensiune, iar mișcarea devine mai dificilă.

Factori fiziologici

1. *Vârstă.* Forța maximă este atinsă de obicei în jurul vârstei de 25 de ani , după care forța contractilă începe să scadă, în special la persoanele neantrenate. La persoanele mai tinere, rezultatele pot fi mai bune în funcție de greutate, iar la persoanele mai în vârstă, în funcție de antrenament.
2. *Sex.* Până la pubertate, practic nu există diferențe semnificative între sexe. Din acel moment, forța musculară maximă care poate fi atinsă este mai mică la femei, probabil din cauza creșterii grăsimii corporale în raport cu masa musculară și a influențelor hormonale (niveluri scăzute de androgeni și steroizi anabolizanți), pe lângă alți factori socioculturali.
3. *Greutatea corporală.* Având în vedere că masa musculară constituie 43 % din greutatea corporală totală , greutatea unui individ poate fi direct legată de dezvoltarea sa musculară, cu condiția să nu fie obeză. În general, mușchii mai mari tind să aibă o capacitate de tracțiune mai mare, deși acest lucru nu este întotdeauna cazul, deoarece în unele cazuri volumul mai mare se poate datora unui conținut ridicat de fibre de colagen.
4. *Antrenamentul.* Este un factor extrem de decisiv, atât pentru hipertrofia musculară (direct responsabilă de creșterea valorilor tensiunii musculare realizabile), cât și pentru creșterea rezistenței la oboseală, precum și pentru modificările metabolice ale fibrei, odată cu creșterea activităților enzimatice și biochimice.
5. *Alți factori.*
   - Motivația individuală.
   - Creșterea relativă a forței imediat după o întindere pasivă a unui mușchi, cu o durată de câteva secunde. Acest fenomen poate fi resimțit după un exercițiu de ridicare de greutăți; se poate observa că este mai ușor să ridici din nou greutatea la scurt timp după oprire decât după ce a trecut un anumit timp.

Post

Din punct de vedere mecanic, mușchiul este capabil să producă atât lucru static, cât și dinamic. Atunci când un mușchi se contractă fără ca nicio mișcare să aibă loc la nivelul articulației, lucrul se numește static sau izometric. Acest lucru permite menținerea posturii corpului (Fig. 6-10). În lucrul dinamic, lungimea mușchiului se modifică datorită forței care acționează asupra punctelor sale de origine și de inserție. Acest lucru permite activități precum mersul pe jos. Atunci când un mușchi se contractă prin apropierea inserțiilor sale, acesta efectuează un lucru concentric (scurtare). Dacă scopul lucrului mușchiului este de a deplasa inserțiile sale mai departe, acesta lucrează excentric. Atunci când un mușchi se contractă în timp ce efectuează un lucru excentric maxim, este cu 40 % mai puternic decât atunci când efectuează un lucru static maxim. Capacitatea de a dezvolta o forță concentrică scade mai rapid decât timpul de lucru al mușchiului.

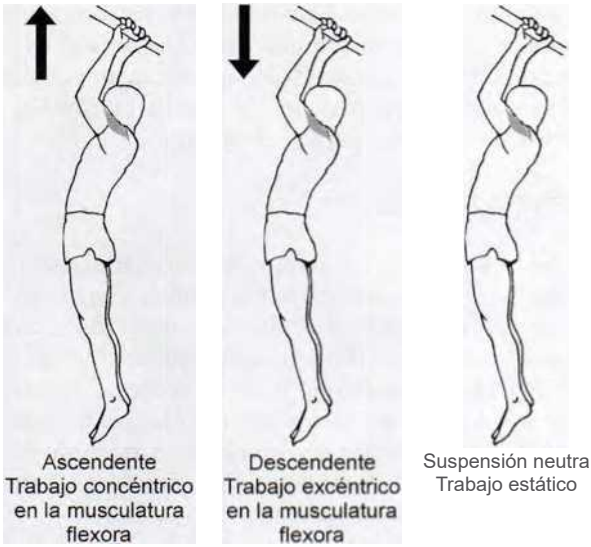


Figura 6-10. Lucru static și dinamic. Pe măsură ce individul se ridică, inserțiile musculare ale mușchilor flexori ai cotului (biceps brahial și brahial) se apropie, iar acești mușchi lucrează concentric. Pe măsură ce individul coboară, inserțiile flexorilor cotului se depărtează mai mult, iar acești mușchi lucrează excentric. În suspensie neutră, mușchiul se contractă fără mișcare articulară; adică efectuează un lucru static (sau izometric).

Aplicații practice ale biomecanicii musculare

Exerciţii fizice

Un stil de viață sedentar crește morbiditatea și mortalitatea. Beneficiile exercițiilor fizice regulate sunt utilizate ca măsură preventivă și terapeutică suplimentară în numeroase boli, cum ar fi obezitatea, diabetul și hipertensiunea arterială. Societatea Americană de Medicină Sportivă și Centrele pentru Controlul și Prevenirea Bolilor (CDC) din Atlanta au publicat Ghidul de Evaluare și Prescriere a Exercițiilor, care abordează calitatea și cantitatea exercițiilor fizice, precum și programele de antrenament, pentru dezvoltarea și menținerea condiției fizice.

Efectele antrenamentului asupra mușchilor

Masa musculară variază odată cu creșterea. Între 25 și 50 de ani, atrofia musculară crește lent. Această pierdere a dimensiunii și forței musculare poate fi încetinită prin întărirea adecvată a mușchilor. Odată cu vârsta, diametrul fibrelor musculare scade, în special numărul de fibre de tip II. Aceste efecte se datorează, în parte, scăderii activității și unui stil de viață sedentar. În urma unui program de antrenament adecvat, în special prin exerciții de rezistență, mușchii își pot crește capacitatea funcțională ca răspuns la stimul. Antrenamentul de anduranță, adică antrenamentul de intensitate redusă și repetiții mari, ca în alergarea pe distanțe lungi, are ca rezultat o rezistență ridicată și rezistență la oboseală. Antrenamentul de forță, antrenamentul de intensitate ridicată și repetiții mici, dezvoltă o masă musculară și o putere mai mari decât antrenamentul de anduranță, așa cum se observă la sprinteri *sau* halterofili . În general, creșterea masei musculare se datorează hipertrofiei fibrelor de tip II și maximizează metabolismul anaerob. Acest lucru este benefic pentru *sprinter,* deși necesită perioade de odihnă și recuperare.

Oboseala musculară este incapacitatea unui mușchi sau a unui grup muscular de a susține un efort voluntar repetat. Oboseala poate fi centrală sau periferică (musculară). Aceasta din urmă depinde de tipul, durata și intensitatea exercițiului, de compoziția diferitelor tipuri de fibre musculare, de nivelul de antrenament și de factorii de mediu.

Imobilizare și neutilizare

Mușchii care sunt descărcați din cauza mușchilor încarnați prelungiți, a neutilizării sau a imobilizării pe o perioadă lungă de timp se adaptează și se atrofiază. Această pierdere de masă musculară duce la o pierdere a forței și a rezistenței, crescând oboseala și predispunând corpul la accidentări.

Efecte hormonale asupra mușchilor

Principalii hormoni anabolici sunt testosteronul, hormonul de creștere și factorul de creștere dependent de insulină (IGF-1), în timp ce cei mai importanți hormoni catabolici sunt cortizolul și catecolaminele.

1. Testosteron: joacă și un rol anabolic, promovând creșterea mușchilor scheletici și a oaselor. Androgenii promovează închiderea plăcilor fizare ale oaselor lungi.
2. Hormon de creștere; are o funcție anabolică, sinergică cu insulina și un efect de stimulare a creșterii. Permite dezvoltarea unor țesuturi precum țesutul osos, conjunctiv, visceral, adipos și musculo-scheletic.
3. Insulina: are un efect anabolic net asupra mușchilor. Promovează depunerea de carbohidrați și proteine, ducând la utilizarea glucozei.
4. Glucocorticoizi: produc efectul opus hormonului de creștere și insulinei , care accelerează degradarea proteinelor și eliberarea de aminoacizi.

BIBLIOGRAFIE

Duboureau J. Muschiul normal. În: Enciclopedia medico-chirurgicală. Paris: Editions Techniques Appareil Loco motor, 1987; (1) 14006 AIO: 1-4.

Garrett WE, Best TM. Anatomia, fiziologia și mecanica mușchilor scheletici. În: Simon S, ed. Științe fundamentale ortopedice. Barcelona: Am Acad Orthop Surgeons (ed. în special) 1997; 95-131.

Goubel G, Lensel-Corbeil G. Biomecanica. Elemente de mecanică musculară. Paris: Masson, 1998.

Hill AV. Căldura de scurtare și constantele dinamice ale mușchiului. Proc Roy Soc London Ser B, 1938; 126:136-195.

Huxley AF. Structura musculară și teoriile contracției. Prog Biophys Chem 1957; 7:255-318.

Kasser JR. Fiziologia și repararea țesuturilor moi. Actualizare a cunoștințelor ortopedice 5. Am Acad Orthop Surgeons, 1996.

Netter FH. Sistemul musculo-scheletic. Anatomie, fiziologie și boli metabolice. Volumul 8.1 .B. Colecția Ciba. Barcelona: Salvat, 1990; 149-163.

Proubasta I, Gil J, Planell JA. Biomecanica musculară. În: Fundamentele biomecanicii și biomaterialelor. Madrid: Ergon, 1997; 35-49.

Trueta J. Originea organelor și sistemelor. Structura corpului uman. Studii asupra dezvoltării și declinului său. Barcelona: Labor, 1975; 99-100.

Whaley MA, Kaminsky LA. Epidemiologia activității fizice, a condiției fizice și a anumitor boli cronice. En: Ghiduri pentru testarea și prescrierea exercițiilor fizice. Colegiul American de Medicină Sportivă. Baltimore: Williams și Wilkins, 1998; 13-26.

Wirhed R. Anatomie et science du geste sportif. Orebro: Vigot, 1985.

PARTEA A II-A

Biomecanică regională

Capitolul 7
Biomecanica coloanei vertebrale

A. Gômez Prat și J. Roca Burniol

Introducere

Coloana vertebrală este o structură în esență mecanică. Fiecare vertebră se articulează cu cealaltă într-un mod controlat prin intermediul unui sistem complex de articulații, ligamente și pârghii (coaste). Deși coloana vertebrală posedă o stabilitate ligamentară inerentă, cea mai mare parte a stabilității sale mecanice se datorează structurilor neuromusculare dinamice extrem de dezvoltate și sistemului de control.

Coloana vertebrală îndeplinește trei funcții biomecanice fundamentale:

1. Susține jumătatea superioară a corpului (trunchiul și capul), ceea ce reprezintă 60% din greutatea totală, pe care o susține în poziție verticală.
2. Are suficientă flexibilitate pentru a permite mișcările trunchiului în toate cele trei planuri, permițând nu numai mersul, ci și atingerea și transportul obiectelor.
3. În cele din urmă, și cel mai important, protejează structurile delicate ale măduvei spinării și ale nervilor radiculari.

Stabilitatea și rezistența coloanei vertebrale sunt asigurate intrinsec de ligamente și discuri, iar extrinsec de mușchi. Aplicarea unor tehnici inginerești din ce în ce mai precise în medicină a permis o mai bună înțelegere a proprietăților mecanice ale diferitelor structuri ale coloanei vertebrale.

Proprietățile biomecanice ale structurilor vertebrale

Studiul poate fi efectuat asupra fiecăreia dintre componentele anatomice (disc, os, ligamente, mușchi) ale coloanei vertebrale sau considerând-o în ansamblu, fie în aspectul său global, analizând comportamentul și mișcările sale, fie în detaliu al fiecăruia dintre elementele sale articulare.

Discul, oasele și ligamentele sunt materiale anizotrope, ceea ce înseamnă că proprietățile lor mecanice variază în funcție de direcția în care sunt aplicate forțele. Prin urmare, un studiu complet necesită supunerea materialelor la solicitări de compresiune, tracțiune, forfecare, rotație și oboseală ciclică.

Disc intervertebral

Discul intervertebral este probabil structura anatomică a coloanei vertebrale care primește cea mai mare atenție, cu excepția măduvei spinării. Acestea constituie 20-33% din înălțimea totală a coloanei vertebrale. În discul intervertebral se pot distinge trei părți: nucleul pulpos, inelul fibros și placa terminală cartilaginoasă.

Nucleul pulpos este situat în centrul său; este compus dintr-o rețea translucidă de fire fibroase fine, așezate într-un gel mucoproteic care conține diverse mucopolisaharide.

Conținutul de apă este de 70-90%; este cel mai ridicat la naștere și tinde să scadă odată cu vârsta. Nucleii lombari ocupă 30-50% din suprafața discului într-o secțiune transversală.

Experimentele efectuate pe discuri de cadavre arată că compartimentul vâscos al nucleului pulpos se comportă ca un fluid, chiar și atunci când există semne de degenerare. Datorită aranjamentului special al lamelelor concentrice ale inelului fibros, acestea acționează ca un arc elicoidal care comprimă nucleul (compartiment elastic). Astfel, datorită proprietăților sale vâscoase și elastice, discul (nucleul și inelul fibros) se comportă biomecanic ca un element vâscoelastic. Prin urmare, atunci când un disc este supus compresiei (este componenta coloanei vertebrale supusă celei mai mari compresii), acesta își crește rezistența și permite presiunii intradiscale să depășească forța de sarcină aplicată. În mod caracteristic, curba de deplasare a sarcinii este sigmoidă, inițial concavă spre axa sarcinii, urmată de o linie dreaptă și convexitate spre axa sarcinii în faza finală, chiar înainte de cedare. Acest tip de curbă înseamnă că discul oferă o rezistență foarte mică la sarcini mici, dar când sarcina crește, discul se întărește, oferind astfel flexibilitate la sarcini mici și stabilitate la sarcini mari. Prin urmare, indiferent cât de mult creștem sarcina, discul nu herniază niciodată. Primul lucru care cedează este placa terminală vertebrală, care se fisurează, în general în centru, iar nucleul pulpos se protejează sub forma unei hernii intraspongioase. Astfel, hernia de disc nu este cauzată de o sarcină compresivă excesivă, deși apariția herniilor Schmorl este legată de aceasta.

Brown consideră că nu există diferențe între vertebrele cu un disc normal și cele cu unul degenerat. În schimb, Farfan afirmă că un disc sănătos este cu 25% mai rezistent decât un disc degenerat atunci când este supus compresiei.

Pe de altă parte, discul are o rezistență redusă la tensiune și chiar mai mică la torsiune, cedând și uzându-se pe partea din spate. Cu toate acestea, tolerează foarte bine forțele de forfecare, așa că este necesară o acțiune intensă și violentă pentru a provoca o deplasare orizontală.

Prin înclinare, discul iese în față în flexie, înapoi în extensie și pe aceeași parte în mișcările laterale dreapta și stânga.

Nucleul pulpos își schimbă locația deplasându-se înapoi în timpul flexiei și înainte în timpul extensiei, ceea ce confirmă că poziția sa variază atunci când se aplică sarcini excentrice.

Discul se deformează atunci când este supus oricărui tip de sarcină, inclusiv tensiune, compresie și rotație . Cu toate acestea, la îndepărtarea sarcinii, are loc o recuperare elastică imediată și progresivă, acesta revenind la dimensiunile sale inițiale. Cu toate acestea, dimensiunile inițiale nu sunt atinse decât după trecerea unei perioade variabile de timp; acest comportament *(fluaj)* este tipic materialelor vâscoelastice. Dacă procesul de relaxare se repetă ciclic , discul are nevoie de din ce în ce mai mult timp pentru a-și recupera starea inițială. Toleranța la oboseală este scăzută. Odată cu procesul de degenerare, această capacitate de recuperare vâscoelastică se pierde, iar sarcina este distribuită mai puțin uniform pe placa terminală a vertebrei.

Vertebră

Probabil primul studiu biomecanic al coloanei vertebrale umane a fost cel privind măsurătorile forței vertebrale, efectuat acum aproximativ o sută de ani. De atunci, am învățat multe despre proprietățile mecanice ale vertebrei umane. Aceasta este formată dintr-un bloc osos anterior, corpul vertebral și un arc osos posterior, cunoscut sub numele de arc neural, și conține, de asemenea, procese articulare, transversale și spinoase. Deși designul vertebral de bază este același în diferite regiuni ale coloanei vertebrale, dimensiunea și volumul cresc de la prima vertebră cervicală până la ultima vertebră lombară. Aceasta este o adaptare mecanică la sarcinile progresiv crescânde la care sunt supuse vertebrele. Există și alte diferențe; de exemplu, regiunea cervicală conține foramenul vertebral; vertebrele toracice au suprafețe articulare pentru coaste; iar coloana lombară are procese articulare.

Proiectarea mișcărilor coloanei vertebrale depinde de forma și poziția proceselor articulare ale articulațiilor diartrodiale. Orientarea acestor articulații în spațiu este cea care determină importanța lor mecanică.

Anatomic și funcțional, se recomandă separarea prin plan a ligamentului longitudinal posterior pentru a separa porțiunea somatică anterioară (suport și amortizare) de sistemul posterior (protecție neuronală și ghidare a mișcărilor).

Corpul vertebral

Corpul vertebral rezistă la solicitări considerabile înainte de fractură, având în vedere capacitatea enormă de absorbție a energiei a osului spongios. În general, forța vertebrală scade odată cu vârsta, în special după 40 de ani. Bell a demonstrat o corelație între forță și masa osoasă. Astfel, pierderea osoasă progresivă se traduce printr-o rezistență redusă. O pierdere de 25% a masei osoase duce la o scădere de 50% a rezistenței. Pierderea osoasă trabeculară este cea mai mare în centrul corpului vertebral, ceea ce explică de ce fracturile osteoporotice au aspectul caracteristic al unei depresiuni centrale. Componentele corticale somatice (pereții verticali și plăcile terminale) și osul spongios au fost, de asemenea, studiate separat. Structural, acesta din urmă prezintă o orientare predominant verticală și transversală a trabeculelor sale. Această dispunere este necesară pentru a neutraliza încărcările în direcție craniocaudală. Prezența unui număr considerabil de trabecule interconectate în diverse planuri oblice este legată de capacitatea de a rezista forțelor de forfecare sau compresive din direcții multiple.

În ceea ce privește componenta corticală somatică, aceasta contribuie cu 45 până la 75% la rezistența generală. Cu alte cuvinte, atât componenta corticală, cât și cea somatică contribuie substanțial la rigiditatea structurii de susținere a corpului vertebral.

Procese articulare

Procesele articulare joacă un rol complex în contextul biomecanic. În poziție verticală, acestea suportă 18% din forțele de compresiune și contribuie la reducerea presiunii intradiscale. Într-o poziție așezată fără suport dorsal, adică cu coloana vertebrală ușor flexată, fațetele nu sunt angajate; prin urmare, paradoxal, presiunea intradiscală este mai mare în această postură decât în picioare. Poziția așezată cu suport dorsal oferă un dublu avantaj: reduce presiunea asupra proceselor articulare și, de asemenea, forța de compresiune asupra feței posterioare a inelului fibros.

Datorită unghiului ascuțit dintre sacrum și ultima vertebră lombară, articulațiile fațetare inhibă tendința potențială a coloanei vertebrale de a aluneca peste sacrum și, în acest sens, suportă 33 % din forțele de forfecare. În cele din urmă, trebuie menționat că orientarea articulațiilor fațetare determină gradele de libertate de mișcare. Într-un studiu comparativ al diferitelor componente ale amplitudinii de mișcare în ceea ce privește contribuția lor la forța de torsiune, Farfan a constatat că discul și ligamentul longitudinal, împreună cu cele două articulații fațetare, inclusiv ligamentul capsular, au contribuit fiecare cu 45%. Restul de 10% din forța de torsiune este furnizat de ligamentul interspinos. Coloana lombară are o rotație limitată, iar articulațiile fațetare suportă 45% din forțele de torsiune. Asimetria articulațiilor fațetare, numită tropism, are ca rezultat o rotație vertebrală asimetrică.

Pe scurt, fațetele articulare protejează discul de forțele de forfecare și torsiune, dar nu sunt concepute să reziste forțelor de compresie intervertebrală, funcție care este asumată aproape în întregime de disc.

Istmul și pediculii

Istmul și pedicului pot suporta încărcări de până la 100 kg. Mai interesant este comportamentul arcului neural ca unitate funcțională. Nu există studii biomecanice care să trateze separat componentele arcului neural. Când arcul neural (pediculi și lamele) este studiat sub forțe ciclice în flexie, extensie sau torsiune, se observă că tensiunile sunt distribuite într-o zonă comună situată pe suprafața inferioară a pedicului, la joncțiunea acestuia cu lama.

Ligamente

Sunt structuri uniaxiale, foarte eficiente în transportul încărcăturilor de-a lungul direcției în care sunt aranjate fibrele. În acest sens, sunt foarte asemănătoare cu cauciucul: rezistă imediat forțelor de tracțiune, dar se îndoaie atunci când sunt supuse forțelor de torsiune. Natura a proiectat segmentele mobile ale coloanei vertebrale astfel încât, atunci când sunt supuse unor forțe complexe și vectori de forță de rotație diferite, ligamentele să ofere rezistență la încărcări (forțe de tracțiune).

Ligamentele au trei funcții biomecanice de mare importanță:

1. Acestea stabilizează pozițiile posturale, ceea ce reduce efortul muscular. În flexie completă și cu ligamentele intacte, segmentul intervertebral este suficient de rigid pentru a rezista la jumătate din mișcarea de flexie a trunchiului.
2. Acestea protejează măduva spinării, restricționându-i mișcarea. Toate ligamentele se alungesc și se contractă pasiv și posedă o capacitate elastică care scade odată cu vârsta, ducând la degenerare și potențiale rupturi ale fibrelor. Ligamentul galben este structura din corp cu cel mai mare număr de fibre elastice, permițându-i să se alungească în timpul flexiei, la fel ca celelalte ligamente, și să se contracte în timpul extensiei, spre deosebire de celelalte ligamente care se pliază înapoi, împiedicându-l astfel să iasă în canalul spinal.
3. Acestea protejează restul structurilor vertebrale și absorb energia cinetică din forțele aplicate cu viteză. Într-o mișcare de hiperflexie forțată, ligamentele capsulare oferă o rezistență mare, deoarece au o capacitate de întindere de aproximativ 20-25 % din lungimea lor inițială.

Proprietățile biomecanice ale segmentului mobil

Unitatea de bază a coloanei vertebrale, descrisă de Junghans, se numește segment de mișcare și este alcătuită din două vertebre adiacente și conexiunile acestora prin țesuturi moi (fig. 7-1).

Prin urmare, porțiunea sa anterioară este formată din discul intervertebral, cu plăcile terminale vertebrale limitante și ligamentele longitudinale, iar porțiunea sa posterioară este formată din arcurile vertebrale, procesele transverse și spinoase și ligamentele interarticulare, interspinoase și supraspinoase. Comportamentul segmentului mobil este oarecum diferit de cel al structurilor care îl compun (disc, os, ligament) studiate separat.

Corpurile vertebrale rezistă în principal forțelor de compresiune și cresc în dimensiune pe măsură ce proporția din greutatea corporală pe care trebuie să o suporte crește. Corpurile vertebrale ale coloanei lombare sunt mai înalte și au o secțiune transversală mai mare decât cele ale coloanei toracice și cervicale; datorită dimensiunilor lor mai mari, acestea pot rezista la solicitări mecanice mai intense decât cele aplicate coloanei lombare. Discul intervertebral este important atât din punct de vedere mecanic, cât și funcțional. După cum s-a discutat anterior, acesta este compus din nucleul pulpos în partea sa centrală și inelul fibros în partea sa exterioară. Activitățile zilnice impun sarcini complexe asupra discului datorită combinației de forțe de compresiune, îndoire și torsiune. După cum știm, nucleul pulpos al unui disc supus unei sarcini axiale o distribuie centrifugal printr-un efect hidraulic și transformă forța uniaxială în solicitări inelare.

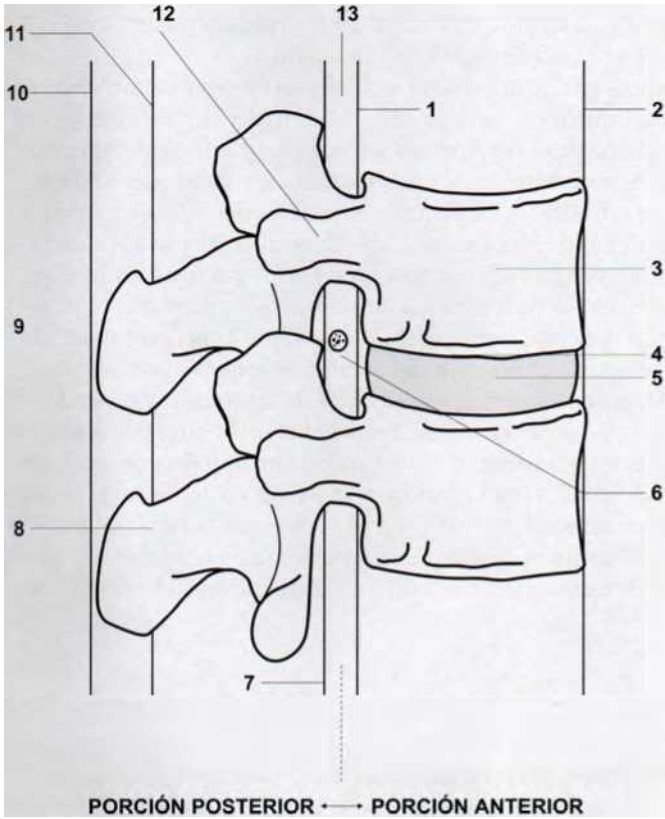


Figura 7-1. Segment de mișcare. 1: ligament longitudinal posterior; 2: ligament longitudinal anterior; 3: corpul vertebrei; 4: lamă articulară cartilaginoasă; 5: disc intervertebral; 6: foramen sau foramen intervertebral cu rădăcină nervoasă; 7: ligament galben; 8: proces spinos; 9: articulație intervertebrală și fațete articulare (cu element capsuloligamentos); 10: ligament superspinos; 11 : ligament interspinos; 12: procese transverse (cu ligament intertransvers); 13: canal vertebral (cu măduva spinării).

Tensiunile tangențiale sunt atenuate de comportamentul vâscoelastic al inelului spinal. Această tensiune circumferențială este maximă la periferia inelului și scade radial spre centru datorită acțiunii fibrelor de colagen. Mișcările de flexie anterioară și laterală și mișcările de extensie provoacă solicitări de tracțiune și compresie în disc, în timp ce mișcările de rotație produc solicitări constante. Prin urmare, discul normal oferă segmentului mobil o funcție hidrostatică și acționează ca o pernă între vertebre, economisind energie și distribuind încărcăturile. Pe de altă parte, opusul se întâmplă în placa terminală vertebrală: stresul maxim se găsește în porțiunea centrală și scade spre periferie. Odată cu compresia, discul experimentează o scădere în înălțime, iar presiunea asupra suprafețelor de contact ale fațetelor articulare crește semnificativ. Suprafețele articulare ale articulațiilor mici sunt apropiate, iar zona de contact este mărită. În acest fel, unitatea vertebrală segmentară crește rigiditatea sistemului cu 60% datorită cuplării diferitelor sale elemente.

Se acceptă faptul că articulațiile suportă între 0 și 30 % din sarcină, funcție care devine mai evidentă atunci când coloana vertebrală este în hiperextensie.

Cinematică

Mobilitatea coloanei vertebrale a fost studiată la cadavre încă din vremea lui Galen. Vesalius, în 1543, a descris primele structuri anatomice care susțin mișcarea . Winslow, în 1730, și Weber, în 1827, au efectuat primele măsurători ale amplitudinii mișcării. Volkmann a descris mișcările de rotație în 1872, iar Guerin, în 1877, flexia laterală și flexia-extensia. Lovett, în 1900, a demonstrat existența rotației axiale automate în timpul flexiei laterale.

În 1929, studiile radiologice ale lui Dittman au arătat că în flexie-extensie: *a)* Extensia este mai mare pentru coloana lombară decât flexia; *b)* Centrul mișcării sagitale dintre două corpuri vertebrale este situat la nivelul nucleului pulpos al discului și *c)* nu există un singur centru, ci mai multe axe tranzitorii în situații schimbătoare, întrucât, în timpul mișcării de flexie-extensie, există o forfecare notabilă la nivelul discurilor lombare.

Caracteristicile mișcării coloanei vertebrale sunt determinate de elemente pasive (procese articulare, discuri, ligamente, structuri osoase) și elemente active (mușchi). Disfuncția unuia dintre aceste elemente duce la o modificare cinematică.

Mișcarea coloanei vertebrale are loc datorită acțiunii combinate a sistemului neuromuscular agonist, care o produce, și a antagonistului, care o controlează.

Gradul de mobilitate variază în diferite segmente ale coloanei vertebrale și depinde de orientarea fațetelor articulare din fiecare zonă. Această mobilitate rezultă din acțiunea coordonată a mai multor segmente, care în regiunea toracică este limitată de cutia toracică și pe tot parcursul trunchiului este crescută prin acțiunea de înclinare a pelvisului. Atât cutia toracică, cât și pelvisul sunt structuri scheletice care influențează cinematica vertebrală.

Studiul cinematic al coloanei vertebrale poate fi realizat sub două aspecte: *a)* mobilitate segmentară, referindu-se exclusiv la un singur segment vertebral și *b)* mobilitatea globală a coloanei vertebrale.

Mobilitate segmentară

Gradul de mobilitate al unui segment vertebral variază în funcție de măsurarea efectuată folosind material de disecție sau radiografic *in vivo* . Cu toate acestea, există un consens cu privire la

gradele de mișcare ale diferitelor segmente spinale. Valori reprezentative au fost obținute prin compararea mișcării în segmentele toracic și lombar.

Flexia și extensia

Mișcările de flexie-extensie sunt posibile datorită capacității discului de a fi întins sau comprimat până la 20% din înălțimea sa inițială, alungindu-se pe partea convexă a curburii spinării și ciupindu-se pe partea concavă.

Mișcarea este ghidată de procesele articulare și limitată de întinderea elementelor lor capsulare. Ligamentul longitudinal posterior și ligamentul interspinos acționează ca o frână în flexie, iar ligamentul longitudinal anterior în extensie . În segmentele toracice superioare, valoarea reprezentativă pentru flexie-extensie este de 4 ˚, în regiunea medio-toracică este de 6 ˚, iar în segmentele inferioare este de 12°. Gradul de flexie-extensie crește în segmentele lombare, atingând un maxim de 20° la nivel lombosacral. Astfel, 20% din flexia-extensia care are loc la nivelul coloanei lombare are loc în segmentul lombosacral și 25% la nivel L4-L5.

Printr-o analiză radiologică meticuloasă, teoria lui Dittman, care afirma că extensia este mai mare decât flexia la nivelul coloanei lombare, a fost acum invalidată. În realitate, toate segmentele au o mobilitate mai mare în flexie decât în extensie, cu excepția L5-S1.

În coloana cervicală, la nivelul articulației atlanto-occipitale, flexia-extensia atinge aproximativ 25°, iar la articulația atlantoaxială în jur de 20°; articulațiile coloanei cervicale medii și inferioare permit flexie-extensie între 10 și 20°; aceste valori sunt de aproximativ 20° de la C4 la C6.

Înclinare laterală

Flexia laterală este cea mai mare în segmentele toracice inferioare, unde atinge 8 ˚; în segmentele toracice superioare, este de 6 ˚. Flexia laterală a coloanei lombare a fost mai puțin studiată. Magnitudinea sa este cea mai mare în nivelurile lombare superioare și scade progresiv în fiecare nivel inferior. Astfel, este, de asemenea, de 6 ˚, cu excepția segmentului lombosacral, unde este de doar 3 ˚.

În partea superioară a coloanei cervicale (C1-C2), flexia laterală este limitată la aproximativ 5 grade la fiecare nivel. În partea medie și inferioară a coloanei cervicale, flexia laterală are ca rezultat rotația axială ipsilaterală; procesul spinos se rotește spre partea convexă a curburii . Acest fenomen predomină în C2-C3 și scade în partea inferioară a coloanei cervicale.

Rotație axială

Rotația este cea mai mare în segmentele superioare ale coloanei toracice, cu o amplitudine de mișcare de 9 ˚. Mișcarea scade caudal, ajungând la 2 ˚în segmentele inferioare ale coloanei lombare și crește din nou la nivel lombosacral, unde ajunge la 5 ˚. În timpul mersului, brațele se balansează alternativ cu extremitățile inferioare, provocând o deviere ciclică mică, dar măsurabilă, a coloanei vertebrale. Lumsden și Morris raportează că rotația coloanei lombosacrale în timpul mersului este de aproximativ 1,5°, iar rotația maximă permisă de această articulație nu depășește 5 ˚.

În ceea ce privește coloana cervicală, 50-60% din rotația axială are loc între C1 și C2. Rotația unilaterală *in vitro* este de 39°, în timp ce rotația axială între

C0 și C1 este limitată la 5 ° din cauza prezenței ligamentelor și a configurației anatomice. În segmentele mijlociu și inferior, rotația axială este distribuită egal și este de 72°.

Mișcări combinate

CLAZALLAMIENTO

Mișcarea de rotație a vertebrei este însoțită de deplasarea sa înainte cu o ușoară flexie (forfecare). Fațeta articulară de pe partea spre care are loc rotația este comprimată, în timp ce fațeta articulară contralaterală este întinsă. Când rotația este oprită, arcul neural este eliberat de tensiune, iar fațetele articulare revin la poziția lor inițială.

ROTAȚIE AUTOMATĂ LA ÎNCLINARE LATERALĂ

În timpul unei înclinări laterale, are loc o rotație automată în aceeași parte. Amplitudinea totală a acestei rotații poate ajunge la 10° pentru o înclinare laterală completă.

Mobilitatea globală a coloanei vertebrale

Există variații individuale și intersexuale semnificative, iar acestea sunt puternic influențate de vârstă (Fig. 7-2). Primele 50-60° de flexie au loc la nivelul coloanei lombare (segmentele inferioare). Această flexie este facilitată de înclinarea pelviană anterioară (Fig. 7-3) și este inițiată de acțiunea mușchilor psoas și abdominali. Din acest punct încolo, greutatea părții superioare a corpului contribuie la creșterea flexiei, iar activitatea mușchilor erectori spinali crește treptat, controlând în cele din urmă flexia. Segmentul toracic contribuie puțin la flexia generală a coloanei vertebrale.

Mușchii posteriori ai șoldului acționează pentru a controla înclinarea anterioară a pelvisului. Când se atinge flexia maximă, mușchii erectori spinali devin mai puțin activi. În această poziție, mișcarea de flexie este echilibrată pasiv de ligamentele posterioare, care, inițial laxe, se contractă din cauza alungirii coloanei vertebrale.

Când se trece de la flexia maximă la o poziție verticală, are loc secvența inversă. Pelvisul se înclină înapoi, iar apoi coloana vertebrală se extinde. Când trunchiul se extinde , mușchii spatelui sunt activi în faza inițială a mișcării. Această acțiune inițială scade în gradele ulterioare de extensie, iar mușchii abdominali se activează pentru a controla mișcarea. Extensia maximă sau forțată necesită din nou acțiunea mușchilor extensori.

În timpul flexiei laterale a trunchiului, mișcarea poate fi centrată în principal pe coloana toracică sau lombară. Deși formele fațetelor articulare din coloana toracică permit flexia laterală, această mișcare este restricționată de cutia toracică în grade diferite de la individ la individ. Sistemele spinotransvers și transversospinal ale mușchilor erectori spinali, împreună cu mușchii abdominali, acționează în flexia laterală a coloanei vertebrale. Mișcarea provine dintr-o contracție ipsilaterală a acestor mușchi și este modificată de contracțiile contralaterale.

Rotația este combinată cu flexia laterală a toracelui. Un model combinat de rotație și flexie laterală apare și în coloana lombară. Rotația are loc

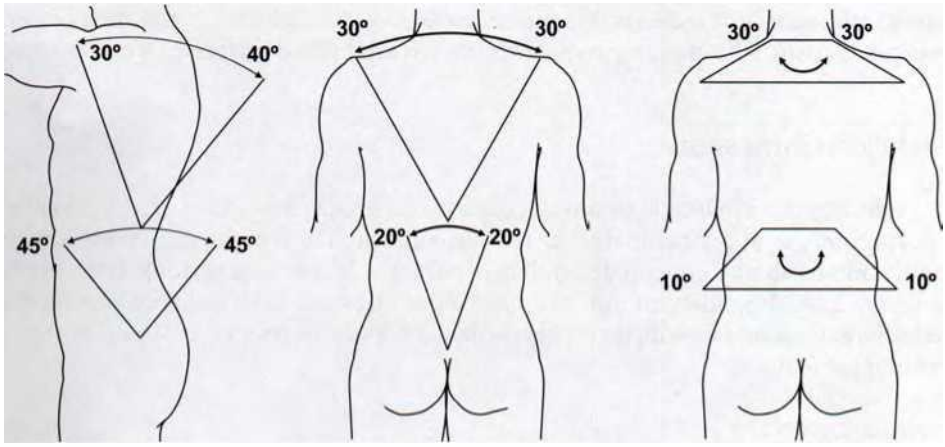


Figura 7-2. Mobilitate globală. Cifrele mobilității pentru coloana vertebrală toracică și lombară.

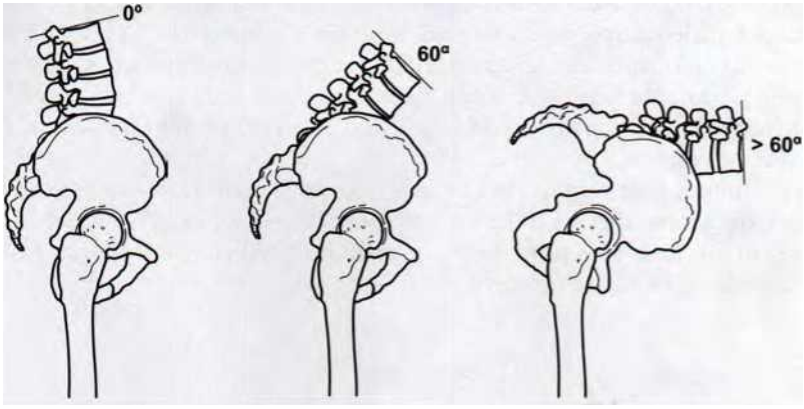


Figura 7-3. Primele 50-60° de flexie au loc la nivelul coloanei lombare. Flexia suplimentară a trunchiului se realizează în principal prin înclinarea pelviană anterioară. (Adaptat după Farman, 1975.)

Aceasta se întâmplă atât la nivelul coloanei toracice, cât și la nivel lombosacral. Rotația lombară, cu excepția nivelului lombosacral, este minimă datorită orientării fațetelor articulare. În timpul rotației, mușchii posteriori și abdominali acționează de ambele părți ale coloanei vertebrale, mușchii ipsilaterali și contralaterali cooperând. Mișcarea pelviană este esențială pentru creșterea rotației funcționale a trunchiului.

Stabilitatea coloanei vertebrale

Coloana vertebrală umană este supusă cerințelor bipedismului, care o supune la multiple solicitări, cum ar fi compresia, tensiunea, îndoirea, torsiunea și forfecarea. Pentru a-și îndeplini în mod adecvat

funcțiile de susținere, protecție și mobilitate, coloana vertebrală posedă caracteristici biomecanice care îi conferă stabilitate intrinsecă și extrinsecă.

Stabilitate intrinsecă

O coloană vertebrală lipsită de musculatură și ținută în poziție verticală poate susține doar o greutate de aproximativ 2 kg fără a se prăbuși. De fapt, chiar și un mic dezechilibru la o persoană anesteziată este suficient pentru a provoca îndoirea laterală a coloanei vertebrale. Această stabilitate minimă, intrinsecă sau pasivă este determinată de presiunea intradiscală, angajarea fațetelor articulare posterioare și tensiunea capsuloligamentară constantă.

Presiunea intradiscală

in vivo ale presiunii intradiscale , a observat că presiunea era paradoxal mai mică în poziție verticală decât în poziție așezată (Fig. 7-4). Motivul acestei creșteri a presiunii intradiscale în poziție așezată poate fi explicat prin modificarea curburilor lombare. În poziție ortostatistică, cu lordoza coloanei lombare, axa gravitațională trece aproape de nucleul pulpos al discurilor medio-lombare, în timp ce în poziție așezată, curba lordotică se aplatizează, îndepărtându-se de axa gravitațională, discul este ciupit anterior, iar presiunea intradiscală crește. Acest lucru este în concordanță cu faptul că, dacă o persoană așezată se apleacă înainte cu 20°, presiunea intradiscală crește până aproape de dublul valorii sale.

Aceste presiuni, și altele mai mari care apar la depunerea de eforturi sau ridicarea de greutăți de aproximativ 140 kg/cm2 , nu ar putea fi suportate nici de corpurile vertebrale, nici de discuri dacă nu ar exista descărcarea suplimentară asigurată de mecanismele extrinseci de stabilitate.

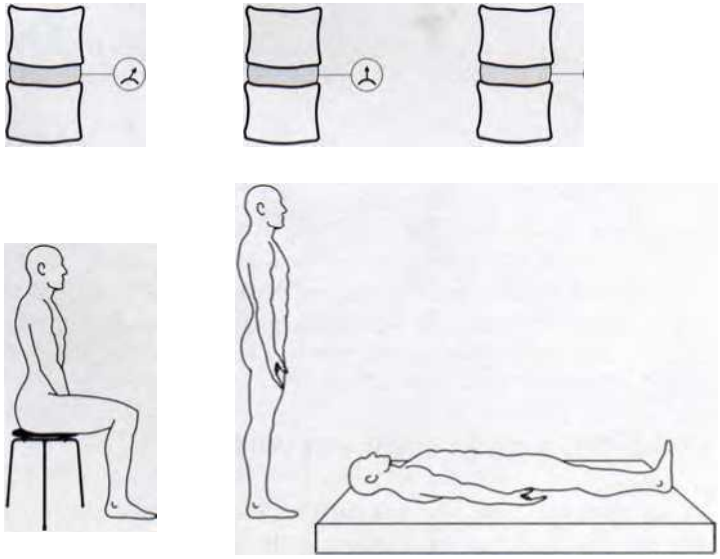


Figura 7-4. Presión intradiscal. La presión llega a su mínima expresión en decúbito supino; sin embargo, y paradójicamente, es mayor en posición de sentado que en bipedestación.

Articulații mici, capsule și ligamente

Orientarea fațetelor articulare controlează și direcționează amplitudinea mișcărilor, permițând o anumită translație anteroposterioară și blocând rotația. Ligamentele capsulare și interspinoase ajută la limitarea amplitudinii mișcărilor prin tensiunea lor.

Stabilitate extrinsecă

Musculatură

Activitatea musculară joacă un rol esențial în mecanismele extrinseci de menținere a stabilității coloanei vertebrale.

COMPORTAMENTUL MUSCULAR ÎN POZIȚIE VERTICALĂ

Studiile electromiografice arată că în poziție bipedă este necesară foarte puțină activitate musculară pentru a echilibra coloana vertebrală, care menține un echilibru stabil datorită greutății corpului pe care îl susține. În general, mușchii lucrează mult sub capacitatea lor de performanță, iar acțiunea lor constă în neutralizarea momentelor curente și egalizarea forțelor de forfecare anterioare și posterioare, reducând astfel la minimum forțele de îndoire și rotație.

COMPORTAMENTUL MUSCULAR ÎN TIMPUL EXERCIȚIILOR FIZICE

Când trunchiul se apleacă înainte, pelvisul se flexează simultan, iar centrul de greutate se deplasează. Mușchii erectori spinali se contractă progresiv până la atingerea unui unghi de flexie lombară de 50°, moment în care ligamentele și structurile capsulare se încordează și contracarează forța de flexie. Activitatea musculară în acest moment scade din nou. Pe măsură ce individul se îndreaptă, mușchii psoas și multifidus se contractă cu suficientă forță pentru a ridica greutatea corporală și orice greutate suplimentară ridicată.

Când se ridică greutăți de pe podea, activitatea electromiografică este scăzută în mușchii erectori ai trunchiului și ridicată în mușchii abdominali, iar presiunile intratoracice și intraabdominale sunt foarte mari. Măsurătorile presiunilor intradiscale și intraabdominale și înregistrările electromiografice la persoanele care ridică greutăți arată că aceste valori diferă puțin de valorile statice atunci când se ridică greutăți de-a lungul unei traiectorii apropiate de axa gravitațională (flexarea genunchilor și a trunchiului) și, dimpotrivă, cresc foarte mult atunci când se ridică cu brațele extinse.

Presiunea intraabdominală

Un mecanism suplimentar de susținere este creșterea presiunii intraabdominale. Conținutul abdominal poate fi considerat semifluid. Creșterea presiunii intraabdominale scade sarcina lombosacrală de la 1.000 kg la 600 kg. Turgorul abdominal s-ar comporta ca și cum am plasa o minge de rugby extraordinar de umflată în interiorul abdomenului (Fig. 7-5).

Acest mecanism poate acționa doar pentru foarte puține secunde. Presiunea din atriul drept în timpul manevrei Valsalva nu depășește 30 mm Hg. O creștere a presiunii intraabdominale și intratoracice peste acest nivel, timp de câteva secunde, ar provoca sincopă. Cu toate acestea, chiar și pentru o clipă , atunci când se încearcă...

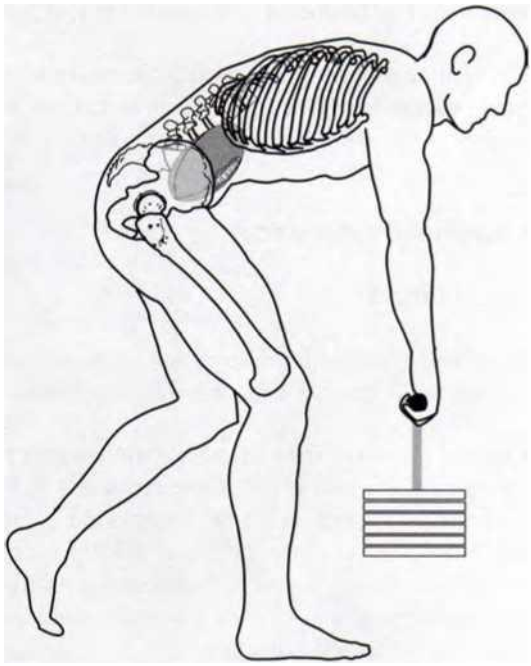


Figura 7-5. Presiune intraabdominală. Contracția mușchilor abdominali acționează ca și cum am introduce o minge extraordinar de umflată în interiorul abdomenului. Acest mecanism suplimentar de susținere reduce presiunea intradiscală cu 5 până la 30%.

Când ridicăm o greutate, contractăm mușchii abdominali, ceea ce reduce forțele de forfecare asupra discului de la 5-10% la 30%.

Această teorie tradițională, care atribuie manevrei Vaisalva un efect de ameliorare, a fost contrazisă de Nachemson. Atunci când a măsurat presiunea intradiscală la voluntari, acesta nu a observat un astfel de efect de ameliorare; dimpotrivă, a constatat o creștere substanțială a presiunii discale. El explică acest lucru subliniind că, deși manevra provoacă o creștere a presiunii intraabdominale care tinde să amelioreze presiunea asupra spatelui, aceasta provoacă simultan o contracție puternică a mușchilor paravertebrali, ceea ce se traduce printr-o creștere a presiunii discale.

Se presupune că acest efect nociv este declanșat doar la efectuarea manevrei Vaisalva și că, în circumstanțe normale, o bună apăsare abdominală continuă să reducă presiunea asupra discului.

Fascia dorsolombară

Mușchii erectori spinali sunt atașați de canalele vertebrale prin fascia toracolumbară. Când acești mușchi se contractă, fibrele lor scurtează distanța dintre inserțiile lor, exercitând o forță împotriva fasciei toracolumbare. Acest lucru permite mușchiului contractat să tragă vertebrele înapoi, aplatizând curbura lombară.

Acest mecanism exercită o forță considerabilă de tracțiune înapoi la nivelul vertebrelor lombare a patra și a cincea, estimată la aproximativ 25 kg, și se presupune că reduce presiunea asupra discului cu 10-20%.

În concluzie, putem stabili că discul este degrevat în susținerea sarcinilor prin diferite mecanisme suplimentare de stabilitate intrinseci sau extrinseci.

Forțele care contracarează forfecarea în timpul încovoierii sunt următoarele:

1. Presiune intraabdominală 5-30%.
2. Fascia dorsolombară 10-20%.
3. Tensiunea ligamentară 20%.
4. Suprafețe articulare 20%.

Reflex fibroneuromuscular

Discurile intervertebrale, articulațiile posterioare, capsulele și ligamentele contribuie la stabilitatea coloanei vertebrale printr-un act pur mecanic de susținere . De asemenea, acestea acționează ca organe efectoare ale unui reflex fibroneuromuscular, al cărui stimul inductor este întinderea diferitelor structuri cauzată de mișcarea forțată (mecanoreceptori Freeman și Wyke), iar consecința acesteia este contracția coordonată a grupurilor musculare gravitaționale care se opun mișcării respective. Recent s-a descoperit că capsula conține și un sistem de receptori nociceptivi (corpusculi Nade de tip IV), în mod normal inactiv, care este stimulat de supraîncărcarea mecanică a articulațiilor mici și în procesele inflamatorii. Acest sistem ar alerta musculatura astfel încât amplitudinea mișcării să nu depășească sau să atingă limitele de rezistență articulară.

Biomecanica deviațiilor patologice ale coloanei vertebrale

Când corpul adoptă o poziție verticală, în planul sagital apar patru curburi principale: lordoza la nivelul vertebrelor cervicale și lombare și cifoza la nivelul vertebrelor toracice și sacrale. În planul coronal, coloana vertebrală este dreaptă, deși uneori este prezentă o ușoară curbă toracică. Axa de rotație vertebrală, determinată în mare măsură de orientarea fațetelor articulare, traversează coloana vertebrală și este situată posterior în lordoza cervicală și lombară și anterior în coloana vertebrală toracică și sacrală (Fig. 7-6). Centrul de greutate al corpului în poziție verticală se află ventral față de întreaga coloană vertebrală, iar tendința într-o coloană vertebrală nesusținută este de a se flexa înainte. O curbă lordotică este instabilă sub flexie ventrală, determinând coloana vertebrală să se acomodeze cu dificultate dintr-o parte în alta fără a se roti. În schimb, într-o curbă cifotică, această mișcare are loc deoarece axa de rotație este situată ventral și există, dacă există, o rotație minimă, cea permisă de limitele de elasticitate ale orientării fațetelor articulare.

În zonele lordotice fiziologice, există mecanisme care opun rezistență rotației în circumstanțe normale: în primul rând, o gamă intersegmentară de flexie, care determină cifoza coloanei lombare înainte de atingerea limitei de flexie; și în al doilea rând , configurația vertebrelor cervicale și lombare. Aceste vertebre, cu corpurile lor transversal late și procesele spinoase lungi, orientate în sus, formează o prismă cu bază anterioară. Când aceste vertebre se flexează ventral, adică spre baza prismei, o fac fără instabilitate rotațională.

În regiunea toracică, corpurile vertebrale, împreună cu procesele lor spinoase, adoptă o formă de inimă. Procesele spinoase sunt lungi, aplatizate și situate pe partea posterioară a coloanei vertebrale, formând o prismă cu vârful anterior, ceea ce face ca aceste vertebre toracice să fie instabile rotațional în flexie; ca element suplimentar -

Figura 7-6. Axa de rotație a coloanei vertebrale este o consecință a înclinării fațetelor articulare.

În cazurile de instabilitate, trebuie luată în considerare înclinarea asimetrică a corpurilor vertebrale din cauza aortei . Cifoza toracică protejează coloana vertebrală de rotație, dar deoarece flexia intersegmentară este redusă, orice pierdere a cifozei va produce o curbură rotațională.

La nivelul coloanei vertebrale pot apărea două abateri clinice principale: scolioza și cifoza.

Scolioză

Scolioza este curbura coloanei vertebrale în toate cele trei planuri spațiale. Se caracterizează prin două modificări majore:

1. Curbura laterală este în rotație, astfel încât corpul vertebral este rotit spre convexitatea curburii.
2. Vertebra situată în zona deviației laterale maxime este deformată, cu o lamină îngustă pe concavitate și cu pedicule și procese transversale înclinate posterior pe convexitate.

Deoarece osul este un țesut viu, acesta răspunde la stres prin modificări ale structurii sale, respectând legile biologice. Legea lui Wolff evidențiază interdependența dintre structură

și funcție și afirmă că fiecare modificare a formei și/sau funcției oaselor este urmată de modificări ale structurii lor interne. Mai mult, aceste forțe afectează creșterea osoasă.

În cazul scoliozei idiopatice, creșterea coloanei vertebrale este un factor important care trebuie luat în considerare pentru a evalua evoluția deformității scoliotice, deoarece atunci când creșterea a încetat, progresia acesteia nu este foarte semnificativă.

În țesuturile vii, progresia deformării are loc în același mod ca și în materialele inerte. Recuperarea după efectele încărcării necesită o anumită perioadă de timp. Dacă se aplică o sarcină înainte ca recuperarea să fie completă, se va produce deformare. Acest fenomen este agravat de legea Huerter-Wolkmann (compresia inhibă creșterea, în timp ce tensiunea o stimulează). În cazul coloanei vertebrale toracice, marginea anterioară crește mai rapid, iar marginea posterioară mai lent; adică, apare o pană posterioară, rezultând dezvoltarea lordozei. În lordoză, fațetele coloanei vertebrale toracice nu sunt aliniate pentru a permite nicio rotație și, prin urmare, se vor deforma. Următoarea sarcină deformantă aplicată înainte de a se obține recuperarea după sarcina anterioară, combinată cu efectul creșterii sarcinii asupra țesuturilor în creștere pe partea compresivă și scăderea sarcinii pe partea tensionată, va provoca o creștere a deformității, pe lângă rata de creștere modificată. Această deformare în esență lordotică face ca porțiunea posterioară a coloanei vertebrale afectate să fie mai scurtă decât porțiunea anterioară. Sarcina asupra epifizei de pe partea corpului vertebral (care este acum direcționată mai ventral) crește pe măsură ce rotația progresează și, deoarece aceasta se află încă în spatele centrului de greutate, apare o deformare laterală în pană a vertebrei. Prin urmare, în scolioză, se dezvoltă o deformare triplanară: lordoză, rotație și pană laterală a vertebrelor afectate.

Cifoză

Cifoza este definită ca o curbură a coloanei vertebrale în plan sagital, cu concavitate anterioară. Cifoza care apare în perioada de creștere sau în cazul unei posturi greșite permanente, devine în cele din urmă structurală și, într-o măsură mai mare sau mai mică, ireductibilă, în principal din cauza deformării în formă de pană a vertebrelor.

Când coloana vertebrală se arcuiește înainte, apare un dezechilibru muscular, slăbind acțiunea anumitor grupe musculare și ducând la o predominanță a antagoniștilor. Aceasta are ca rezultat o modificare a presiunii asupra corpurilor vertebrale și discale, iar dacă acestea se află într-o perioadă de creștere, au loc modificările structurale și morfologice ulterioare . Distribuția uniformă a presiunii dispare și apar zone puternic comprimate unde creșterea este inhibată, contrar a ceea ce se întâmplă în zonele supuse distragerii, unde creșterea este exacerbată, ducând la o deformare permanentă în pană.

LITERATURĂ

Adams MA, Hutton WC. Rezistența la flexie a articulației intervertebrale lombare. Spine 1980; 5:242-253. Adams MA, Hutton WC. Funcția mecanică a articulațiilor apofizare lombare. Spine 1983; 8:327-330. Brown T, Hansen RJ, Yorra AJ. Câteva teste mecanice asupra coloanei vertebrale lombosacrale, cu referire specială la discurile intervertebrale . J Bone Joint Surg 1957; 39-A: 1135-1164.

Carlsõõ S. Încărcarea musculară statică în diferite poziții de lucru: Un studiu electromiografic. Ergonomie 1961 ; 4: 193.
Dittman O. Die sagital and lateroflexorische bewegung der meuschlichenlendenwirbelsdule im rontgebild. Ztschr.fdges.Anat. 1929; 92:644-667.
Farfan HF. Tulburări mecanice ale zonei lombare. Philadelphia: Lea și Febiger, 1973.
Farfan HF. Mecanismul muscular al coloanei lombare și poziția de putere și eficiență. Ortho clini North Am 1975; 6: 135.
Frankel VH. Biomecanica coloanei vertebrale. În Simpozionul AAOS despre coloana vertebrală. St. Louis Louis: Mosby, 1969; 1-9
Frankel VH, Burstein AH. Biomecanica ortopedică. Philadelphia: Lea și Febiger, 1970.
Gallant JO. Proprietățile de tracțiune ale fibrozei inelului lombar uman . Acta Orthop Scand 1967; 100 (Supl.).
mișcările de flexie și înclinare ale coloanei vertebrale . Bull Acad Med 1976; 5:935.
Hirsch C. Răspunsul mecanic la discul lombar normal și degenerat. J Bone Joint Surg 1956; 38-A: 242-243. Hirsch C, Nachemson A. Noi observații privind comportamentul mecanic al discurilor lombare. Acta Orthop Scand 1954; 23:254-283.
Kulak RF, Schultz AB, Belytschko T, Galante I. Caracteristicile biomecanice ale discurilor vertebrale. Orthop Clin North Am 1975; 6:215-231.
Lovett RW. O contribuție la studiul mecanicii coloanei vertebrale. Am J Anat 1902; 2:457.
Lumsden RM, Morris JM. Un studiu in vivo al rotației axiale și imobilizării la nivelul articulației lombosacrale. J Bone Joint Surg 1968; 50-A: 1591-1602.
Nachemson A. Coloana lombară. O provocare ortopedică. Spine 1976; 1: 59-71.
Nachemson A, Elfstrom G. Măsurători ale presiunii dinamice intravitale în discurile lombare: Un studiu al mișcărilor, manevrelor și exercițiilor comune . Estocolmo: Almqvist și Wiksell, 1970 .
Nachemson A, Morris JM. Măsurători in vivo ale presiunii intradiscale. Discometria, o metodă pentru determinarea presiunii în discurile lombare inferioare. J Bone Joint Surg 1964 ; 46-A: 1077-1092.
Nachemson A, Schultz AB, Berkson MH. Proprietățile mecanice ale segmentelor de mișcare ale coloanei lombare umane : influența vârstei, sexului, nivelului discului și degenerescenței. Spine 1979; 4: 1-8.
Panjabi MM, Dvorak J, Duranceu J, Yamamoto I, Gerber M, Rauschning Wycols . Mișcări tridimensionale ale coloanei cervicale superioare . Thorns 1988c; 7:726-730 .
Roca J. Espondilolisthesis. Teză de doctorat. Universitatea din Barcelona, 1977.
Roca J. Tratamentul chirurgical al durerii lombare. Barcelona: Jims, 1987.
Volkmann AW. Chirurgische Erfahrungen ueber knorchenverbiegungen und knochenwaschstum. Arch Pathol Anat 1862; 24:512.
White AA, Panjabi MM. Biomecanica clinică a coloanei vertebrale. Philadelphia: J.B. Lippincott, 1990.
Winslow JB. Despre mișcările capului gâtului și ale restului coloanei vertebrale . Hist Acad Roy Soc (Paris), 1730, citat de Gonon. Teză de doctorat, Lyon, 1975.
Wolff J. Despre arhitectura internă a oaselor și relevanța acestora pentru problema creșterii osoase. Vircows Arch A, 1970; 25: 589.

Capitolul 8
Biomecánica de la cintura escapular

J. Borrell Pedrôs și J. Puigdellîvol Grifell

Introducere

Centura scapulară este cel mai mobil complex articular din corp, cu cele trei axe de mișcare și trei grade de libertate ale sale. Cuprinde trei articulații adevărate: sternoclaviculară (10% din mișcarea articulară), acromioclaviculară (40% din mișcarea articulară) și glenohumerală (50% din mișcarea articulară), precum și un spațiu de alunecare scapulotoracică. Interesant este că porțiunea din spațiul scapular în care se pot mișca ambele mâini corespunde aproape exact zonei vizibile prin simpla mișcare a ochilor, în timp ce capul este staționar.

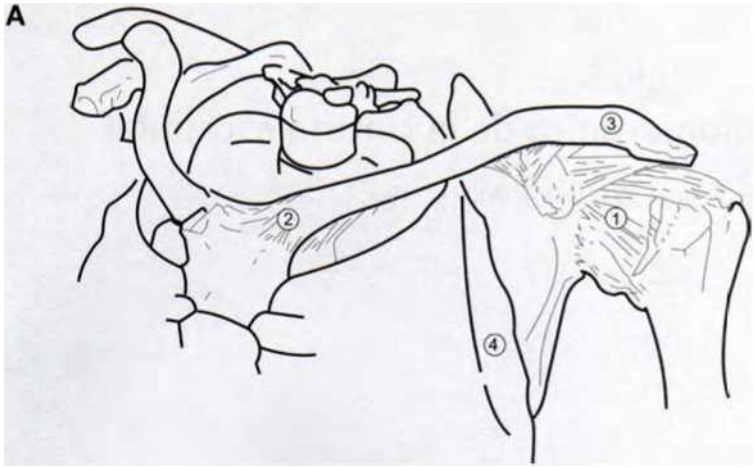
Complexul articular al centurii scapulare necesită 19 mușchi pentru funcționarea sa , dintr-un total de 54 de mușchi ai membrului superior. Acești 19 mușchi acționează în 25 de perechi de rotații care asigură mișcarea și stabilitatea în toate cele trei planuri ale spațiului. Mușchii periarticulari joacă un rol crucial. Conform lui Bonnel, putem considera centura scapulară un adevărat „mușchi" mai degrabă decât o articulație în sens strict.

Anatomie funcțională

Complexul scheletic

Cele trei elemente osoase, humerusul, clavicula și scapula, sunt inerent instabile din cauza discordanței lor cu suprafețele de contact articular și a dimensiunilor lor reduse, cum ar fi cavitatea glenoidă de 6 cm2 · cavitatea acromioclaviculară de 3 cm2 și cavitatea sternoclaviculară de 4 cm2 · Toate acestea favorizează instabilitatea rotațională tridimensională (fig. 8-1 A).

Clavicula este un os foarte subțire care se conectează la scheletul axial, menținând distanța dintre cele mai extreme suprafețe articulare. Scapula este încorporată în scheletul axial prin unghiul superolateral la nivelul articulațiilor acromioclaviculare și glenohumerale. Terminologia anatomică distinge doar deplasările articulare cu flexie-extensie, abducție-aducție, elevație-depresie și rotație externă și internă. De fapt, dintr-un punct de vedere pur mecanic, toate mișcările se bazează pe rotație.



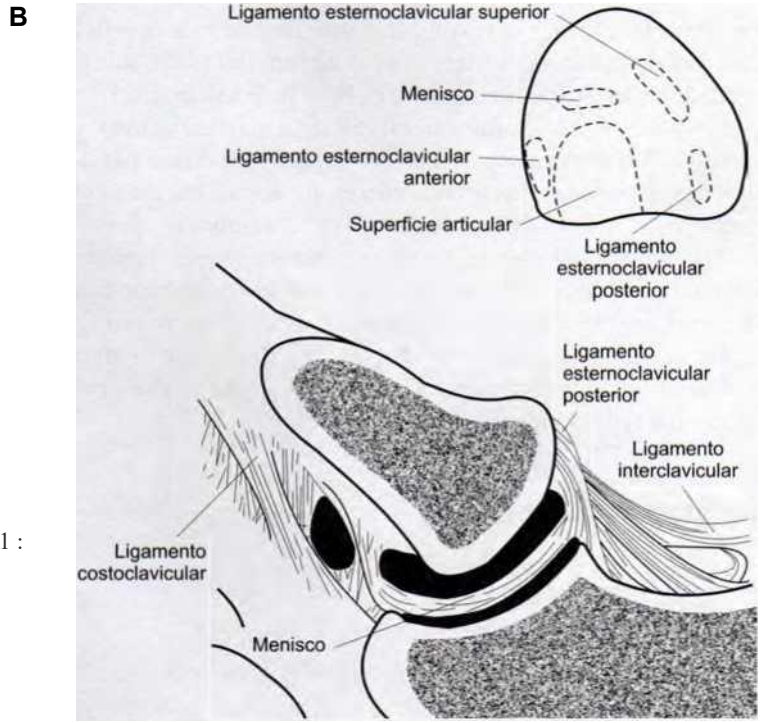


Figura 8-1.
A. Articulaciones de la cintura escapular: 1 : glenohumeral; 2: esternoclavicular; 3: acromioclavicular; 4: escapulotorácica.
B. Articulación esterno-costo-clavicular.

Articulația sternocostoclaviculară

Această articulație este singura conexiune articulară a membrului superior cu scheletul axial. Suprafața articulară a claviculei se extinde inferior odată cu primul cartilaj costal, formând articulația sternocostoclaviculară (Fig. 8-IB). Este interpus un fibrocartilaj intraarticular, crescând stabilitatea. Capsula articulară este groasă și este formată din ligamentele anterior, posterior și

interclavicular.

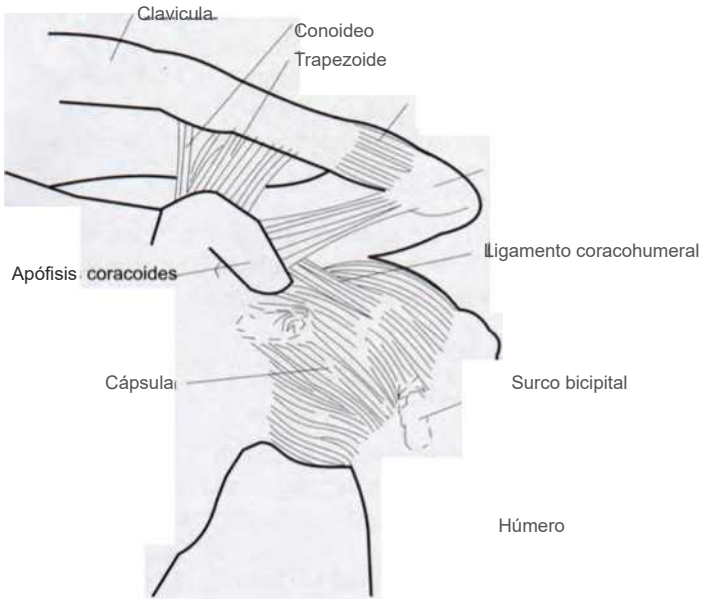


Figura 8-1.
C. Articulación acromioclavicular.

Ligamentul coracoclavicular

Ligamentul acromioclavicular

Acromion

Ligamentul costoclavicular, extrinsec capsulei, este cel mai eficient mijloc de stabilizare. Mișcările articulare constau în ridicare și depresiune cu o amplitudine de 8 până la 10 cm, precum și în retracție și antepulsie. Combinarea acestor mișcări duce la o rotație care implică mușchii trapez, deltoid, pectoral mare, subclavicular și, într-o măsură mai mică, sternocleidomastoid. Ligamentul costoclavicular acționează ca o frână la ridicare, în timp ce ligamentul interclavicular acționează ca o frână la depresiune.

Articulația acromioclaviculară

Este o articulație flexibilă, în care fațetele articulare în contact pe jumătatea inferioară sunt separate de jumătatea superioară printr-o semilună prismatică sau un menisc complet. Acest menisc este ferm ancorat de acromion și mai slab de claviculă. Forma și, mai presus de toate, orientarea suprafețelor articulare sunt concepute pentru a preveni deplasarea în jos a claviculei (frecvența luxațiilor superioare). Continuitatea dintre articulațiile sternoclaviculare și glenohumerale se realizează la un unghi de 90°. Prezența articulației acromioclaviculare permite transmiterea flexibilă a forțelor și previne deplasarea scapulei față de cutia toracică într-un plan orizontal. Stabilitatea este asigurată în plus de capsulă și întărită de ligamentul acromioclavicular. Ligamentele principale sunt extrinseci (Fig. 8-1C):

1. Ligamentul trapezoidal, gros și pătrat, situat în planul frontal, se inserează pe jumătatea sau treimea posterioară a procesului coracoid. Se întinde în sus și în exterior pentru a se termina la capătul lateral al claviculei.
2. Ligamentul conoid, triunghiular, mai puțin puternic dar mai vertical decât precedentul, este

îndreptat spre interior în plan sagital și se inseră în marginea internă a procesului coracoid, în spatele ligamentului trapezoidal și pe fața inferioară a claviculei.

Ligamentele trapezoidal și conoid limitează mișcările scapulei și asigură cuplarea mecanică.

Aceste ligamente coracoclaviculare interne și externe nu reprezintă o pernă de grăsime a aponevrozei claviculopectorale cu care sunt uneori confundate.

Articulația acromioclaviculară joacă un rol important în elevația anterioară și posterioară a brațului, în timp ce participarea sa scade în abducție, variațiile unghiulare diferind în funcție de autori. Diverse studii dinamice au demonstrat două aspecte importante:

1. Activarea articulației acromioclaviculare este însoțită de o mișcare de deschidere și închidere a unghiului omoclavicular în timpul propulsiei sau retropulsiei umărului: acestea sunt micile mișcări de extensie care limitează ligamentele conoid și trapezoidal.
2. Articulația acromioclaviculară este locul mișcărilor de rotație axială ale claviculei în pliul articulației meniscoclaviculare.

Inman explică posibilitatea rotației axiale datorită formei de „S". Astfel, mișcările de ridicare și depresiune sunt controlate de tensiunea ligamentului acromioclavicular, iar mișcările de rotație axială a claviculei de ligamentele coracoclaviculare.

Joncțiunea sindesmotică coracoclaviculară este ancorată de această articulație acromioclaviculară.

Suprafața inferioară a claviculei intră în contact cu procesul coracoid, în timpul anumitor mișcări ale centurii scapulare, alunecând una peste cealaltă.

În ceea ce privește acțiunile musculare, trapezul tinde să preseze acromionul pe claviculă, întărind contactul dintre suprafețele articulare. Mușchii pectoral mare și subclavicular tind să stabilizeze clavicula față de acromion. Sternocleidomastoidianul deschide suprafețele articulare prin ridicarea claviculei. Latissimus dorsi și serratus anterior acționează indirect în menținerea uniunii suprafețelor articulare.

Articulația scapulohumerală

Este o articulație sferică cu o suprafață humerală sferică și o cavitate glenoidă căptușită cu cartilaj, ceea ce o face plată. Contribuie cu aproximativ 50% la mobilitatea totală a umărului. Capul humeral reprezintă o treime dintr-o sferă, iar pe plan mecanic , cele trei axe de mișcare corespund a trei grade de libertate articulară. Suprafața cartilaginoasă a capului humeral are un unghi între 150 și 160°, iar unghiul glenoidian este de 60°. Retroversiunea de 30 până la 40° (Fig. 8-2A) asigură o stabilitate anteroposterioară minimă, limitând riscul de luxație. Cavitatea glenoidă a scapulei este înclinată în sus și spre interior cu aproximativ 5 ° și retroversă cu 7 ° (Fig. 8-2B). Forma aproape plată a acestei cavități facilitează o gamă largă de mișcare. Suprafețele articulare sunt discordante și există un fibrocartilaj lărgit sau o margine glenoidiană pe perimetrul cavității glenoide care crește congruența articulară.

Ligamentele glenohumerale (Fig. 8-2C) sunt formate din trei fascicule:

1. Ligamentul glenohumeral superior. Se extinde de la labrumul glenoid pe partea internă, până la colul anatomic pe partea exterioară (fosa Welker).
2. Ligamentul glenohumeral mijlociu se extinde de la mijlocul marginii glenoide și labrum până la marginea medială a tuberculului mic. Între ligamentele superior și mijlociu se află foramenul lui Weitbrecht, care leagă bursa subscapulară de cavitatea articulară.

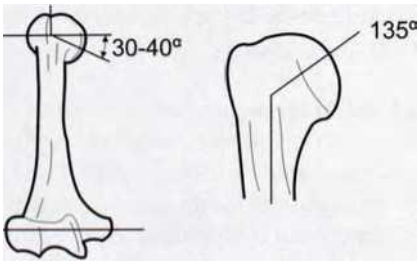
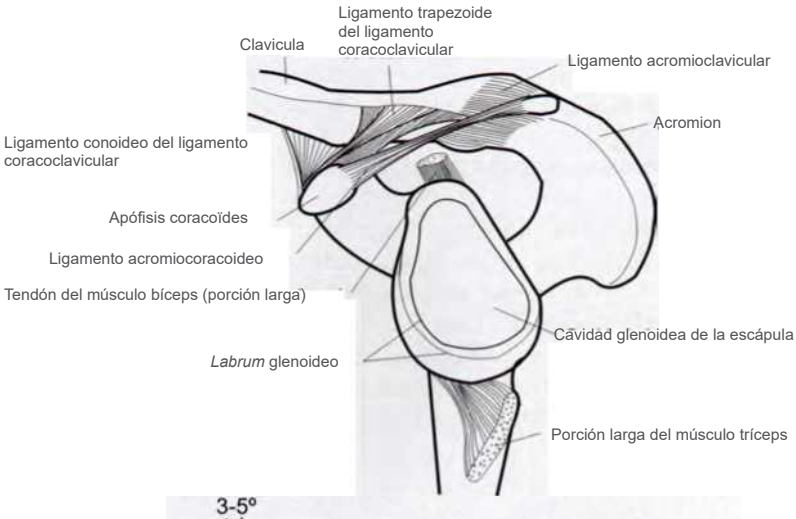
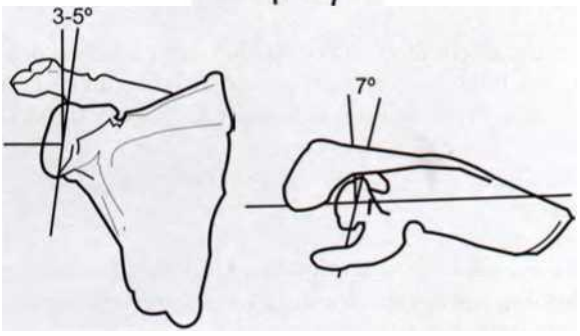
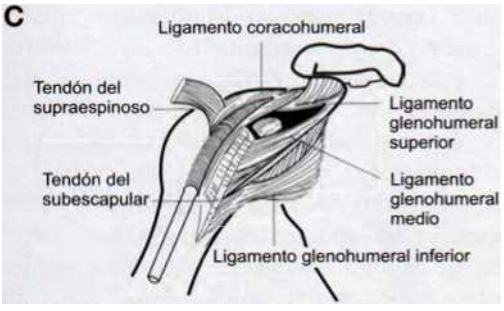
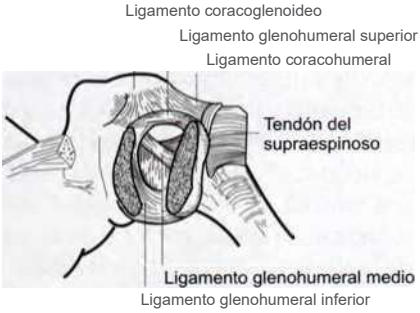


Figura 8-2. Articulația scapulohumerală.
A. Unghiul de retroversie (1); unghiul cervicodiafizar (2).
B. Cavitatea glenoidă (1); înclinarea cavității glenoide (2).
C. Ligamentele glenohumerale.









3. Ligament glenohumeral inferior. Se extinde de la partea mijlocie și inferioară a marginii glenoide și labrum până la colul chirurgical.

Capsula articulară cu ligamentele glenohumerale nu poate asigura stabilitatea . Spațiul dintre mușchii supraspinos și subscapular corespunde ligamentului coracohumeral, cunoscut și sub numele de interval rotator, care se extinde de la marginea posterolaterală și baza procesului coracoid până la inserția sa pe tuberculii mari și mici, îmbinându-se cu capsula subiacentă. Doar ligamentul coracohumeral participă la suspendarea humerusului, rezistând constant forței gravitaționale. Această funcție suspensorie îi permite să acționeze ca o frână asupra rotației interne și externe a humerusului, precum și asupra mișcărilor de flexie și extensie.

În spațiul subdeltoidian se află ligamentul coracoacromial, cu o dispunere practic triunghiulară, uni sau multifasciculară, care formează arcul coracoacromial de la marginea posterolaterală a procesului coracoid până la capătul acromionului pe fața sa inferioară, într-o poziție anterioară față de articulația acromioclaviculară.

Spațiul de alunecare interscapulotoracic

Este împărțit în două de mușchiul serratus anterior: spațiul interserratoscapular și spațiul interserratotoracic. Este important din punct de vedere mecanic în prima fază a abducției (de la 0 la 90°), deoarece mușchii responsabili își limitează scurtarea . Pentru a obține o ridicare la 180°, soluția adoptată este înclinarea scapulei printr-o mișcare de rotație frontală de 25 până la 50°, în funcție de autor. Mișcarea se încheie cu flexia coloanei vertebrale. Amplitudinea de deplasare a scapulei este cea mai mare în timpul abducției și flexiei.

Bursa *subacromiodeltoidiană*

Spațiul subacromiodeltoidian este ocupat de o *bursă de* țesut conjunctiv alunecoasă formată din două straturi, unul în contact cu tuberculul mare și celălalt cu acromionul. Este un spațiu de alunecare între suprafața externă a humerusului și acromion.

Complexul muscular

Membrul superior este atașat de scheletul axial prin centura scapulară. Principalele elemente de stabilizare sunt mușchii periarticulari, care sunt implicați în diferite grade de mișcare.

Acești mușchi (fig. 8-3) reprezintă doar o treime din numărul total, deși reprezintă mai mult de jumătate din greutatea întregii mase musculare a membrului superior.

Importanța sa constă în necesitatea de a exercita o forță mare, atât în funcția de suspendare și ridicare a întregului corp folosind membrul superior, cât și în susținerea și transportul sarcinilor grele. Printre alte funcții se numără deplasarea unghiulară a suprafețelor articulare cu o gamă largă de mișcare, permițând poziționarea mâinii în toate direcțiile.

Mușchii care mișcă scapula sunt șase: romboidul, mușchiul elevator al scapulei, mușchiul trapez, mușchiul serratus anterior, mușchiul pectoral mic și mușchiul omohioidian accesor. Mușchii care mișcă clavicula sunt doi: mușchiul subclavicular și mușchiul sternocleidomastoidian. Mușchii care mișcă humerusul sunt unsprezece: mușchiul deltoid, mușchiul pectoral mare, mușchiul subscapular, mușchiul supraspinos, mușchiul infraspinos și alții.

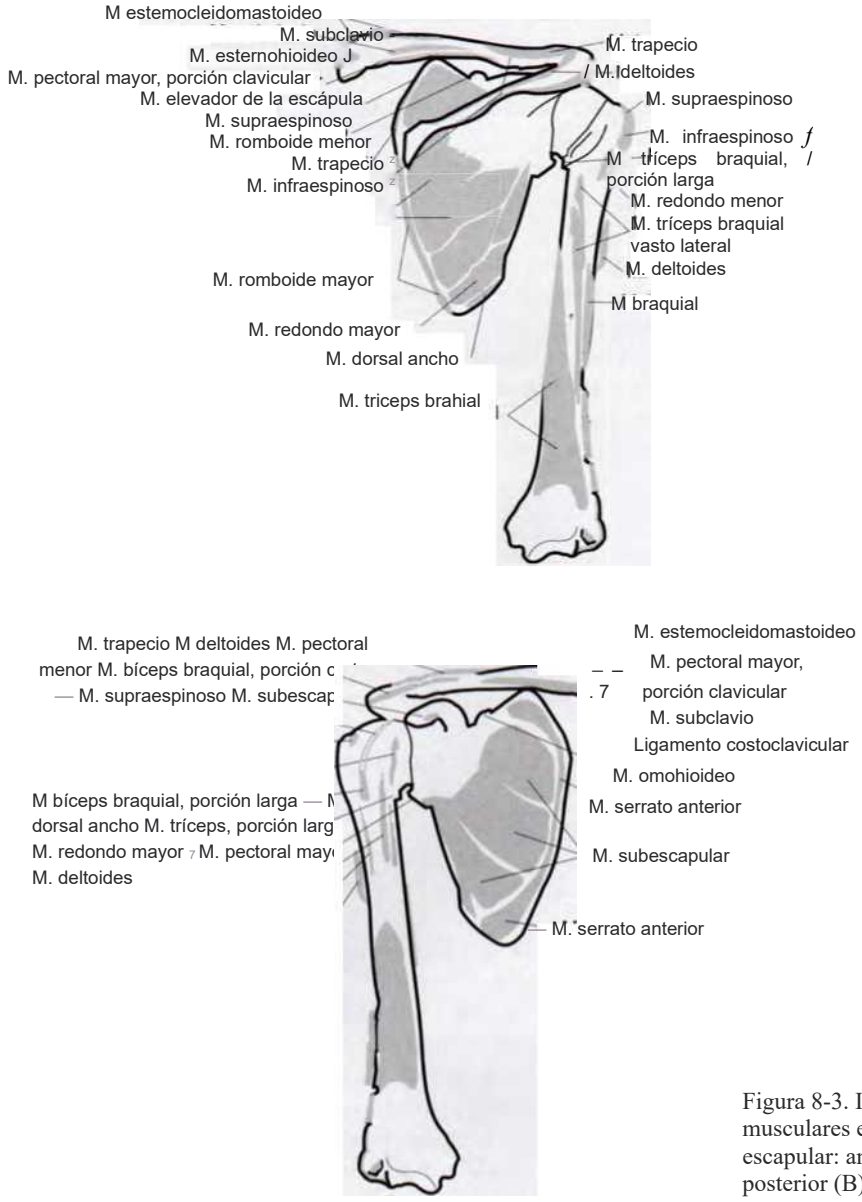


Figura 8-3. Inserciones musculares en la cintura escapular: anterior (A) y posterior (B).

Bicepsul brahial are două capete cu o inserție comună pe tuberozitatea bicipitală a radiusului. Capul scurt își are originea în procesul coracoid, iar capul lung în tuberculul supraglenoid.

Majoritatea mușchilor participă la stabilizarea capului humeral, dar în special cei aflați în contact direct cu acesta, care constituie așa-numita *calotă rotatorie:* supraspinos, infraspinos și teres minor situați posterosuperior, și subscapular situat anterior.

Bonnel a stabilit o clasificare care ia în considerare toate articulațiile. El a distins cinci grupuri: adductori, rotatori interni, rotatori externi, antepulsori și retropulsori. Nu a recunoscut analitic în mod specific mușchii abductori, deoarece abducția este rezultatul acțiunilor perechilor de mușchi antagoniști.

- Mușchii *adductori* ai humerusului sunt: pectoral major, latissimus dorsi și teres major . Mușchii adductori ai scapulei sunt: trapezul mijlociu și romboizii.
- Mușchii *rotatori interni* ai humerusului sunt: pectoralul mare, latissimus dorsi și teres major. Cei ai scapulei sunt: serratus anterior și pectoralul mic.
- Mușchii *rotatori externi* ai humerusului sunt: teres minor și infraspinos. Iar cei ai scapulei: romboid și trapez.
- Mușchii *care propulsează* humerusul înainte sunt: coracobrahialul, deltoidul anterior și pectoralul mare. Și mușchii serratus anterior ai scapulei.
- Mușchii *care trag humerusul înapoi* sunt: teres minor, teres major, deltoidul posterior și latissimus dorsi. Iar cei care trag scapula înapoi sunt: romboidul și trapezul.

Cinetică

Articulația glenohumerală nu are stabilitate intrinsecă și, prin urmare, se bazează pe susținerea țesuturilor moi, cum ar fi capsula articulară, *labrumul glenoid* , ligamentele glenohumerale și mușchii. Un singur mușchi poate efectua diferite acțiuni pe parcursul său, ceea ce face dificilă calcularea forțelor globale și individuale exercitate de fiecare mușchi.

Prin urmare, este necesar să simplificăm efectul forțelor prezente și să îl extrapolăm la corpul uman.

Static

Pentru a stabili echilibrul articulației glenohumerale în orice poziție a brațului, trebuie să existe un echilibru al forțelor și momentelor. În absența unui mușchi supraspinos funcțional, forțele care acționează asupra articulației vor fi cele ale greutății brațului, forței mușchiului deltoid, frecării articulare, forței de reacție articulară și forței rezultante combinate a mușchilor subscapular, infraspinos și teres minor (Fig. 8-4A). Pentru a idealiza acest exemplu, presupunem că centrul de rotație al articulației glenohumerale este situat în centrul capului humeral, așa cum au demonstrat Poppen și Walker. Forțele de frecare sunt neglijabile într-o articulație sinovială normală în comparație cu forțele musculare. Greutatea brațului este o constantă independentă de forțele musculare și acționează într-o direcție similară cu deltoidul, care rezistă forței și momentelor create de greutatea brațului.

Inman și Cois au descris importanta pereche de forțe în planul coronal în timpul abducției . Această pereche de forțe rezultă din echilibrul dintre momentul deltoidului și momentul porțiunii inferioare (infraspinos, teres minor și subscapular) a coafei rotatorilor. Datorită echilibrului acestei perechi de forțe, punctul de sprijin este menținut la nivelul articulației glenohumerale (Fig. 8-4B). Există însă o altă pereche de forțe în planul axial care este importantă pentru menținerea punctului de sprijin glenohumeral: cea formată anterior de subscapular și posterior de infraspinos și teres minor (Fig. 8-4C).

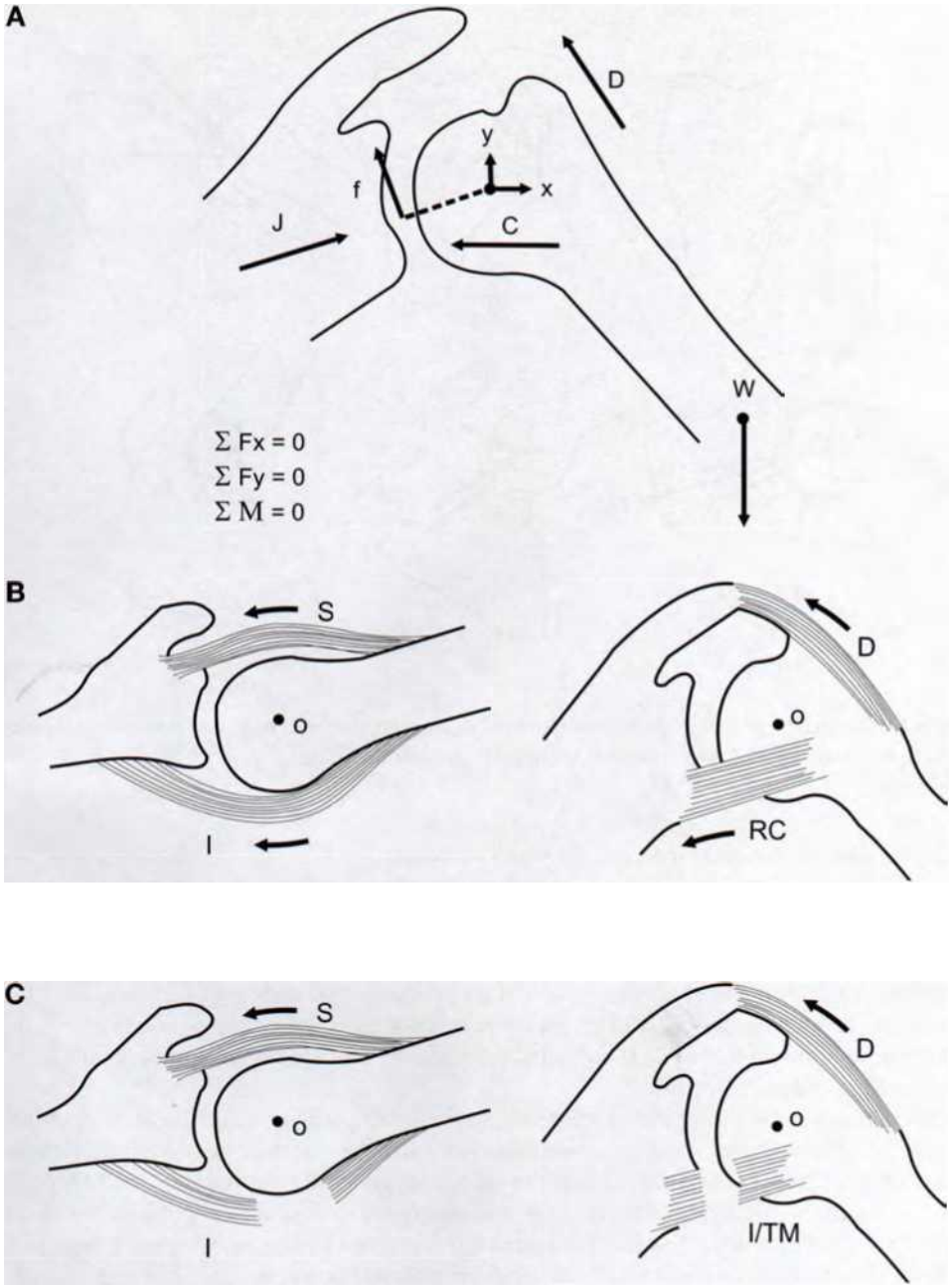


Figura 8-4. A. Echilibrul forței și momentelor articulației glenohumerale . W: greutatea brațului ; f: forță de frecare; C: rezultanta forțelor capului rotatorului ; D : forța deltoidiană; J: forța de reacție a articulației. B. Cuplu de forțe al umărului. RC: capul rotatorului; I: infraspinos; D: deltoid; o: centrul de rotație; S: subscapular. În planul transversal (stânga) format de subscapular anterior și infraspinos posterior. În planul coronal (dreapta) format prin opoziția deltoidului cu porțiunea inferioară a capului rotatorului. C. Alterarea cuplului de forțe. TM: teres minor; I: infraspinos; D: deltoid; o: centrul de rotație; S:

subscapular. O modificare a planului transversal și/sau coronal modifică punctul de sprijin al mobilității glenohumerale. (Adaptat după Burkhart și colab., Clin Orthop Reiat Reser 1991; 267.)

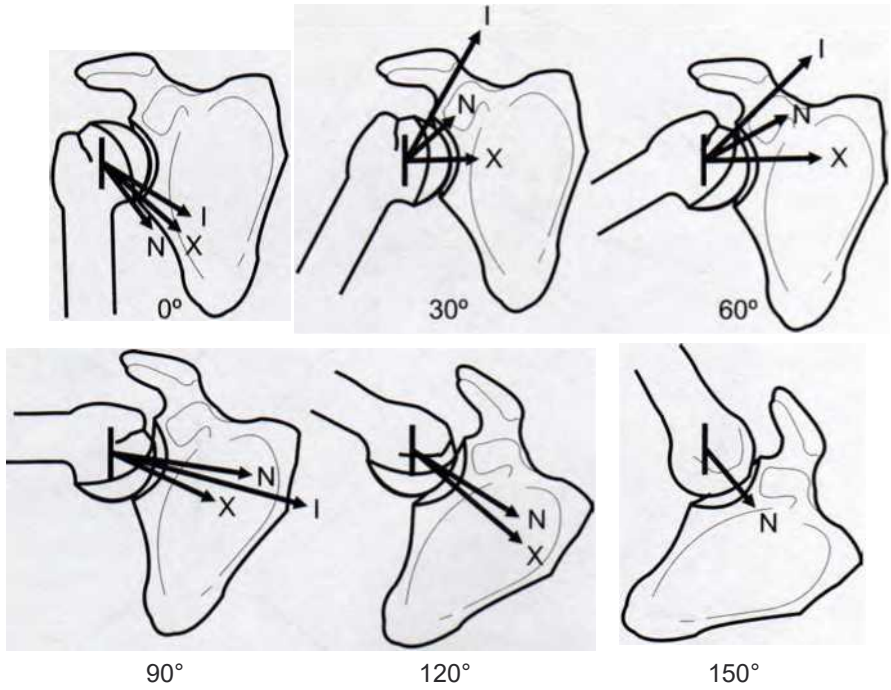


Figura 8-5. Vectori forță de reacție ai articulației glenohumerale. I: braț în rotație internă; X: braț în rotație externă. (Adaptat după Poppen și Walker, 1976.)

O leziune a supraspinosului provoacă o modificare a forțelor de compresiune și o creștere a forțelor de forfecare, cu un vector rezultant care forțează deplasarea proximală a capului humeral. Acest lucru este important în artroplastia de umăr, în raport cu slăbirea componentei glenoide. S-a calculat că forța maximă de compresiune în abducție la 90° este de 10 ori greutatea membrului și că forța maximă a manșetei rotatorilor la 60° de abducție este egală cu de nouă ori greutatea membrului.

În ceea ce privește rotația internă și externă, s-a demonstrat că eficiența musculară și stabilitatea articulară sunt superioare cu brațul în rotație externă decât în rotație internă . Forțele în rotația externă sunt similare cu cele generate într-o poziție neutră, dar cu o forță rezultantă mai centrată în cavitatea glenoidă datorită acțiunii compresive predominante a mușchiului deltoid. Forțele în rotația internă sunt mai mari decât în rotația neutră și externă, iar forța rezultantă este deplasată mai proximal datorită acțiunii de alunecare predominante a deltoidului. Forța articulară rezultantă la 90° de abducție este de două ori mai mare decât în rotația externă, ceea ce poate fi demonstrat cerând subiectului să abducă ambele brațe la 90°, dar cu unul în rotație internă și celălalt în rotație externă. Brațul în rotație internă va obosi mai repede și va deveni dureros mai devreme.

Direcția forței de reacție articulară se schimbă succesiv atunci când se schimbă poziția umărului. La 0° [sau] abducție, capul humeral este împins în jos, cu tendința de a se subluxa inferior. De la 30° la 60°, forța rezultantă este localizată în apropierea marginii glenoide superioare, cu tendința de a se subluxa proximal. Iar peste 60°, capul humeral este perfect centrat în cavitatea glenoidă (Fig. 8-5).

Dinamic

În stabilitatea dinamică, manșeta rotatorilor joacă rolul principal. Basmajian și De Luca descriu principalii mușchi depresori ai capului humeral în timpul mișcării umărului: infraspinosul, teres minorul și subscapularul. Deși activitatea și funcția individuală a fiecărui mușchi nu au fost stabilite, s-a observat o activitate integrată. Deltoidul și supraspinosul sunt cel mai clar exemplu al modului în care activitatea variază în funcție de poziția umărului . Electromiografia a arătat că ambii mușchi contribuie în mod egal la abducție și flexie, dar rolurile lor diferă. Absența supraspinosului are ca rezultat o abducție aproape normală de la 0 la 30°, dar cu o scădere drastică dincolo de 30°. Absența deltoidului are ca rezultat o scădere uniformă a abducției.

Burkhart și colab. au introdus conceptul biomecanic al fracturilor funcționale ale capsulei glenohumerale, comparându-le cu o punte suspendată (Fig. 8-6). În ciuda leziunii anatomice, aceste fracturi nu prezintă un deficit biomecanic. Marginea liberă a fracturii corespunde cablului, iar ancorele anterioară și posterioară susțin arcul cablului. Un dezechilibru în perechea de forțe în planurile axial și coronal alterează stabilitatea fracturii capsulei glenohumerale. Aceștia descriu trei tipuri de modele cinematice asociate cu fracturile capsulei. Cel mai stabil model pentru fractura capsulei glenohumerale este o fractură care afectează porțiunea superioară (supraspinos și o porțiune a infraspinosului, lăsând porțiunea inferioară intactă). Cel mai instabil model este produs de o fractură a supraspinosului, a unei porțiuni mai mari a părții posterioare a capsulei (infraspinos și teres minor) și a unei porțiuni mai mari a subscapularului.

O fractură funcțională trebuie să îndeplinească cinci criterii biomecanice: cuplul de forțe trebuie să fie intact în planurile coronal și axial, trebuie să existe un punct de sprijin cinematic stabil, puntea suspendată trebuie să fie intactă, fractura trebuie să se producă printr-o suprafață minimă și trebuie să posede o margine stabilă. Cu aceste criterii, fracturile ireparabile devin fracturi funcționale, iar fracturile în locații specifice (la persoanele în vârstă) sunt tratate simplu prin debridare și decompresie a zonei , fără a afecta funcția umărului.

Cinematică

Mișcarea generală a umărului în spațiu, conform lui Gonon, descrie un con neregulat cu o bază distală și un vârf proximal, la care participă articulațiile sternocleidomastoidiene.

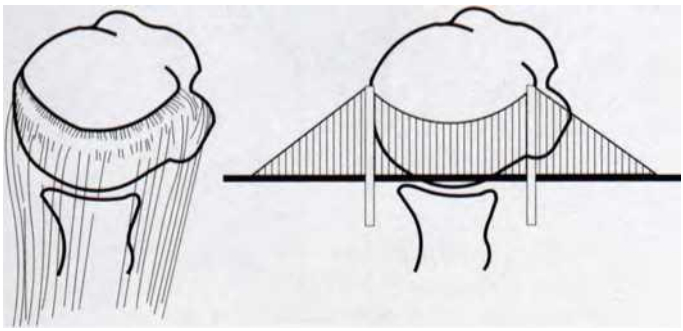


Figura 8-6. Modelo del puente colgante en las roturas de la cofia de los rotadores. (Adaptada de Burkhart y cois., 1997.)

vicicular, scapulotoracic, acromion clavicular, scapulohumeral și bolta subacromio-deltoidiană.

Conform lui Bonnel, procesul coracoid este un nucleu central esențial al stabilizării statice și dinamice mixte pentru complexul articular al centurii scapulare. De acesta se atașează patru inserții ligamentoase (ligamentele conoid, trapezoid, acromioclavicular și coracohumerale) și trei inserții musculare (pectoralul mic, coracobrahialul și capul scurt al bicepsului). Elementele statice sunt: clavicula, a cărei amplitudine de mișcare este limitată de ligamentele trapezoid și conoid care se inserează pe marginea superioară a procesului coracoid. Medial, ligamentul coracoclavicular completează pasiv stabilitatea claviculei, iar ligamentul acromioclavicular are o dublă funcție: în primul rând, participă la stabilizarea capului humeral în timpul abducției, acționând ca un opritor elastic; pe de o parte, neutralizează forțele de tracțiune exercitate de mușchiul trapez asupra spinei scapulei și acromionului. Humerusul este al treilea element atașat procesului coracoid prin ligamentul coracohumeral, care suspendă humerusul și limitează rotația externă. Elementele dinamice constau din singurul mușchi anterior al scapulei, pectoralul mic, care se inserează în procesul coracoid și previne deschiderea unghiului scapulotoracic. Posterior, este asistat de serratus anterior. Procesul coracoid suspendă activ humerusul cu mușchiul coracobrahial și capul scurt al bicepsului brahial.

Centrele de rotație ale centurii scapulare

Este important să cunoaștem centrul instantaneu de rotație (CIR) pentru a înțelege diferitele acțiuni musculare.

Localizarea variază în funcție de diferiți autori. În cazul articulației scapulohumerale, unii o plasează în colul anatomic, alții în interiorul și sub tuberculul mare, iar alții, pe baza analizei cinematice, o plasează în jumătatea inferioară a capului humeral dacă abducția este de la 0 la 50°, iar când abducția este de la 50 la 90°, în jumătatea superioară a capului humeral (fig. 8-7).

Pentru articulația sternoclaviculară, CIR, în abducție, este situat în 14 intern al claviculei.

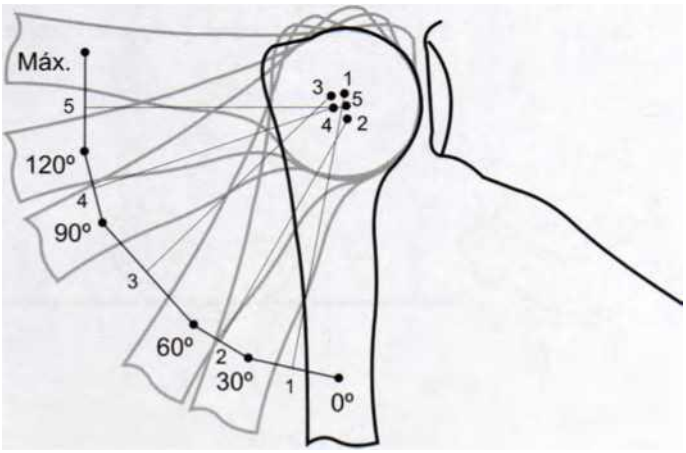


Figura 8-7. Distribución de los diferentes CIR durante la elevación del brazo en el plano escapular. (Adaptada de Poppen NK, Walker PS. J Bone Joint Surg 1976; 58A: 195.)

La nivelul joncțiunii scapulotoracice, CIR, în abducție, este situat în plan frontal la nivelul marginii spinale și, în plan orizontal, la mijlocul spinei scapulei.

Pentru articulația acromioclaviculară, CIR este situat deasupra feței 14 externe a claviculei.

Coloana infraspinală centrală (CIR) este definită ca distanța variabilă de la procesul coracoid până la marginea spinală a scapulei, după marginea axilară. Numeroasele inserții ale diferitelor structuri pe procesul coracoid demonstrează rolul său de centru al întregului complex al umărului.

Analiza mișcării

Inman, prin studii cinematice și electromiografice, a descris acțiunea simultană a diferitelor articulații în mișcarea umărului.

Analiza mișcării este împărțită în două etape:

1. În prima fază, mișcarea de abducție se produce din poziția de referință cu degetul mare înainte și palma spre interior, până la poziția unghiulară la 180° cu palma spre exterior, iar degetul mare și palma spre înainte.
2. A doua fază începe cu deplasarea sagitală a membrului; în timpul coborârii, palma este orientată spre exterior, iar degetul mare este orientat spre spate.

Analiza obiectivă a acestei deplasări se bazează pe o mișcare succesivă de rotație internă și externă.

Mișcările sunt executate în toate cele trei planuri ale spațiului (Fig. 8-8). Diferitele mișcări sunt descrise mai jos, pornind de la poziția de referință a brațului atârnat pe lateralul corpului.

Planul frontal

Mișcare în jurul unui ax orizontal anteroposterior.

RĂPIRE

Abducția, a cărei menținere este fundamentală pentru funcționarea întregului membru superior, constă în depărtarea brațului de trunchi până la 90°; dincolo de 90°, brațul se mișcă înapoi spre axa corpului. Amplitudinea mișcării este de 180°. Abducția strictă se referă la abducția efectuată cu brațul extins înainte la aproximativ 30°, datorită orientării fosei glenoide. Toate componentele centurii scapulare sunt implicate în abducția brațului . Articulația glenohumerală este implicată în principal de la 0 ° la 90° (chiar și până la 110° dacă mișcarea este în planul scapulei), spațiul de alunecare scapulotoracic de la 50° la 60°, iar coloana vertebrală de la 20° la 30°. Articulațiile acromioclaviculare și sternoclaviculare participă, de asemenea, la abducție.

Articulația scapulohumerală. Abducția humerusului de la 0 la 90° este o mișcare complexă care implică toate structurile de stabilitate și mobilitate. Amplitudinea mișcării articulației glenohumerale este de 90° și poate ajunge la 120° atunci când humerusul suferă o rotație externă de 90°, permițând tuberozității mari să...

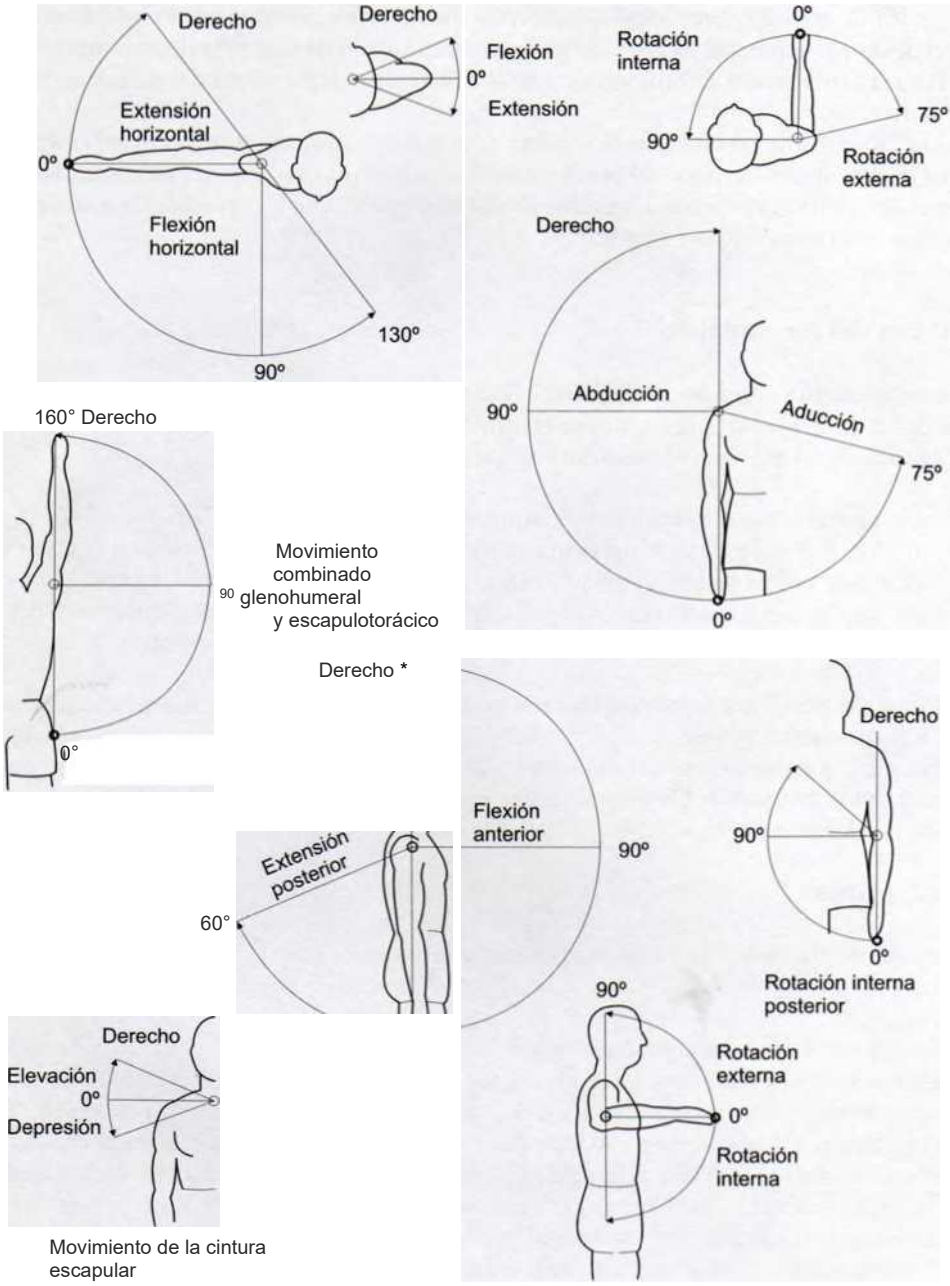


Figura 8-8. Mișcări în cele trei planuri ale spațiului.

Tuberozitatea mare trece pe sub acromion, permițând apropierea brațului de cap. În schimb, când brațul este ridicat în rotație internă, tuberozitatea mare lovește ligamentul acromioclavicular, limitând abducția la 60°. Rotația scapulară asigură restul de 60° de abducție.

Structuri musculoligamentare. Acțiunea combinată a mai multor mușchi este necesară pentru a obține o mobilitate articulară armonioasă. Cel mai adesea, acțiunea musculară este atât motorie, cât și stabilizatoare. Acțiunea motorie se datorează, de obicei, acțiunii combinate a perechilor de mușchi. Stabilitatea articulară depinde de structurile capsuloligamentare și, mai ales, de mușchii periarticulari.

În timpul abducției, ligamentele glenohumerale mijlociu și inferior se încordează, limitând rotația humerusului pe scapulă la 90°. Această limitare dispare atunci când brațul este plasat în planul scapulei, datorită relaxării acestor ligamente, rezultând o amplitudine de mișcare de 120°.

Abducția activă nu este o contracție izolată a deltoidului (abducția este prezentă în paralizia nervului axilar), dar este cel mai important mușchi abductor al humerusului. Supraspinosul și deltoidul inițiază mișcarea. Din punct de vedere funcțional, se pot distinge șapte porțiuni (Fig. 8-9):

1. Fasciculul anterior, reprezintă porțiunile I și II.
2. Fasciculul mijlociu, reprezintă porțiunea a III-a.
3. Fasciculul posterior, reprezintă porțiunile IV până la VII

În timpul abducției, porțiunile imediat abductoare sunt partea laterală a porțiunii II și porțiunile III și IV. Când mișcarea începe, porțiunile I și V sunt adductori și devin abductori odată ce abducția atinge o anumită distanță. Porțiunile VI și VII rămân adductori pe tot parcursul mișcării. Acest lucru se datorează faptului că fibrele musculare situate lateral față de axa mișcării sunt abductori, în timp ce cele situate medial sunt adductori. Trebuie menționat că, dacă ar acționa doar mușchiul deltoid, acesta ar provoca ascensiunea capului humeral din cauza disproporției dintre cap și fosa glenoidă. Pentru a contracara această ridicare, intervin două elemente: unul activ, mușchiul supraspinos (care provoacă coaptarea capului humeral, încetinind ridicarea acestuia), și unul pasiv, arcul osteoligamentar acromioclavicular, considerat de unii autori o articulație subacromială. De la începutul mișcării, deltoidul acționează sinergic cu mușchii coafei rotatorilor, deoarece fără forța descendentă exercitată de mușchii rotatori scurți (subscapular, infraspinos și teres minor) asupra capului humeral, abducția nu ar fi posibilă. Acest lucru permite ridicarea capului humeral fără pivotare și fără a interfera cu articulația acromioclaviculară.

Ritmul scapulohumeral . Mișcarea articulației glenohumerale este însoțită de o mișcare sincronă a articulațiilor adiacente, în special a articulației scapulotoracice, de care este strâns legată printr-un sistem muscular continuu care transmite forțe mecanice. Mușchii coracobrahial și capul scurt al bicepsului brahial sunt continui cu pectoralul mic; mușchiul rotund mic este continuu cu romboidul; și grupul muscular deltoid-supraspinos-levator al scapulei (toți aceștia formează rombul scapulo-dinamic) (Fig. 8-10). Fasciculul anterior al deltoidului este continuu cu pectoralul mare, iar fasciculul său posterior cu trapezul. Scopul acestor aranjamente musculare este de a asigura conexiunea mecanică dintre organul efector al membrului superior și scheletul axial prin intermediul unor oase intermediare instabile, cum ar fi scapula și clavicula.

De la 30° de mișcare încolo, există o rază constantă de 2 ° de mișcare humerală pentru fiecare grad de mișcare scapulară. Acest raport va varia în principal datorită

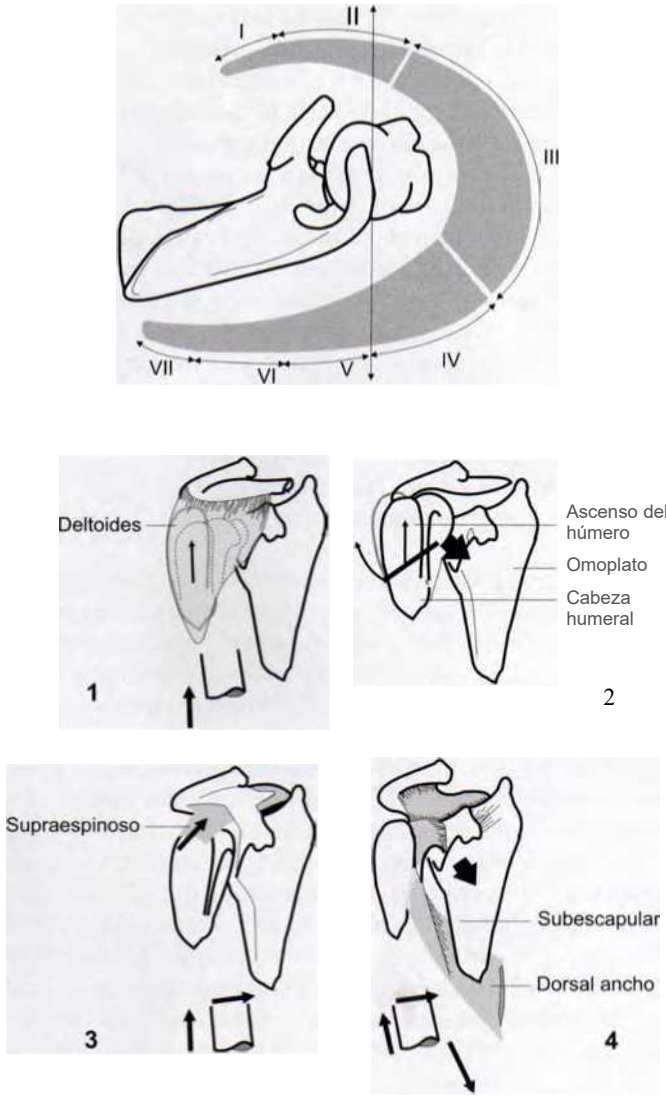


Figura 8-9.
A. Diferentes porciones del músculo deltoides.
B. Pares musculares de la abducción de la articulación glenohumeral. 1: ascenso del húmero por el deltoides; 2: resultado final, abducción del húmero; 3: el supraespinoso coapta la cabeza humeral; 4: descenso de la cabeza humeral por el infraespinoso, subescapular, pectoral mayor y dorsal ancho.

probleme anatomice, greutatea brațului și dezechilibrele musculare relative dintre rotatorii scapulari și deltoid.

Spațiul subacromial. În timpul abducției pasive, tuberculul mare lovește acromionul, iar ligamentul glenohumeral inferior se încordează, împiedicând mișcarea ulterioară. Pentru a ridica brațul la zenit la sfârșitul abducției, humerusul este supus unei rotații externe, prezentând incizura intertuberoasă sub spațiul subacromial.

Articulația scapulotoracică. În plan frontal, la începutul mișcării de abducție, scapula pivotează cu aproximativ 52° (Fig. 8-11 A). În plan orizontal, se pot distinge două faze.

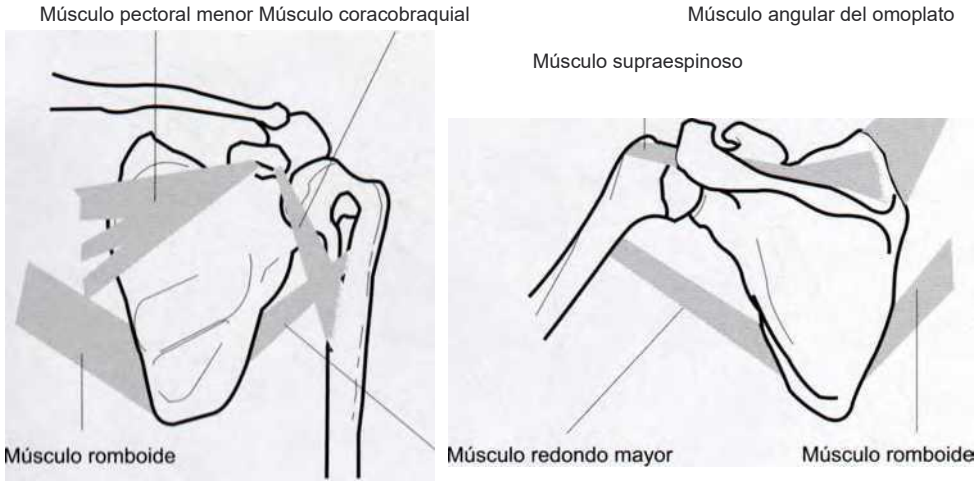


Figura 8-10. Structuri de stabilitate ale complexului spinoscapulohumeral.

1. De la 0 la 90° de abducție, există o translație înapoi și spre interior a scapulei.
2. Peste 90° de abducție, se observă o rotație de 30°.

are loc o rotație de aproximativ 1,7 ˚ . În timpul ridicării brațului la zenit, coloana vertebrală suferă o înclinare laterală.

Structuri musculoligamentare. Mușchii trapez și latissimus dorsi sunt responsabili de înclinarea scapulei peste 90 °.

Scapula este supusă unor acțiuni musculare care acționează ca stabilizatori sau rotatori în toate cele trei planuri spațiale. Scapula este menținută în echilibru constant de mușchii mai scurți: ridicătorul scapulei, romboizii și pectoralul mare . Mușchii agoniști provoacă rotația internă, iar următoarele perechi de mușchi se disting : romboizi - ridicătorul scapulei, pectoralul mic - mușchiul subclavicular și romboizi - mușchiul trapez superior. Printre mușchii antagoniști, care provoacă rotația externă, se disting următoarele perechi: capetele superior și inferior ale latissimus dorsi și capetele superior și inferior ale trapezului. În grupul mușchilor antagoniști , perechile de rotație sunt alcătuite din: romboid-pectoral mic, pectoral mic - fasciculul mijlociu al trapezului, pectoral mic - ridicătorul scapulei, romboid - capul inferior al trapezului, pectoral mic - porțiunea superioară a serratus anterior, romboid - fasciculul superior al serratus anterior și trapez-seratus anterior.

Conform lui Gonon, perechea trapez-serratus anterior formează perechea de abducție scapulotoracică .

Mușchiul trapez este alcătuit din trei fascicule: fasciculul superior, care ridică scapula; - fasciculul mijlociu, care retrage scapula; și fasciculul inferior, care retrage scapula în jos și în interior. Acțiunea simultană a celor trei fascicule ale mușchiului trapez trage scapula în interior și în jos și o pivotează în sus (Fig. 8-12A).

Porțiunea superioară a mușchiului serratus anterior înclină scapula și fosa glenoidă. Când brațul este ridicat în rotație internă , tuberculul mare lovește ligamentul acromioclavicular, limitând abducția la 60°. Rotația scapulară asigură restul de 60° de abducție. Pe măsură ce scapula se rotește, aceasta ridică...

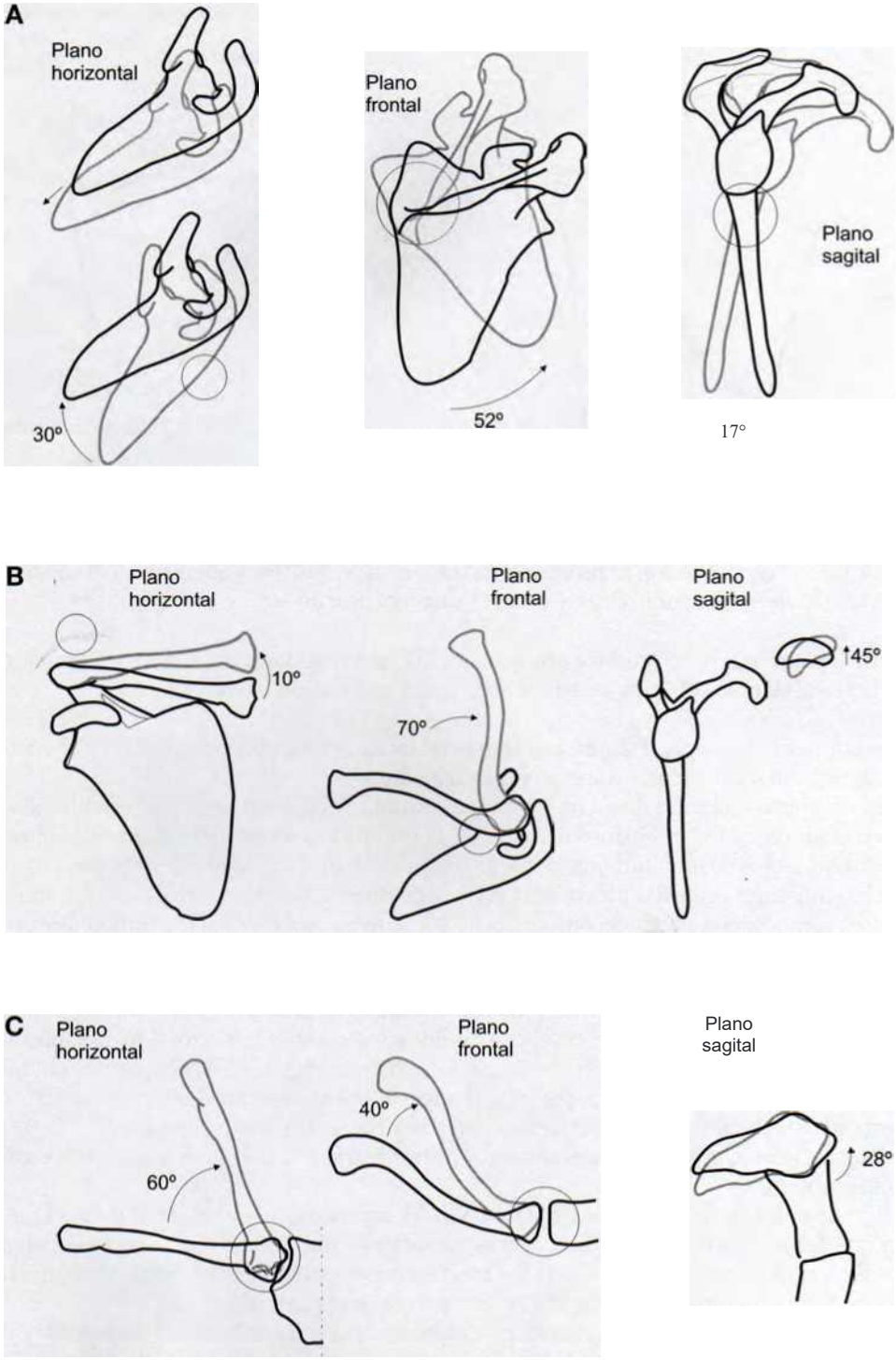


Figura 8-11. Cinematica abducției. A. Scapulotoracică. B. Acromioclaviculară. C. Sternoclaviculară.

Clavicula se rotește în jurul axei sale longitudinale, atrasă de ligamentele coracoclaviculare. Mișcarea claviculară în timpul ridicării brațului începe atunci când brațul atinge o abducție mai mare de 90°. În timpul abducției, fața laterală a claviculei este limitată de tensiunea progresivă a ligamentului costoclavicular și a mușchiului subclavicular. Deplasarea posterioară a feței laterale a claviculei este limitată de tensiunea ligamentului costoclavicular și a ligamentului anterior al articulației. La nivelul articulației acromioclaviculare, tensiunea ligamentului conoid limitează deschiderea unghiului omoclavicular.

Articulația acromioclaviculară. În timpul abducției, ambele oase sunt mobile . Dacă se iau în considerare doar deplasările relative ale claviculei față de scapulă (acromion), în planul frontal există o rotație de 10°; în planul orizontal există o rotație care tinde să deschidă unghiul omoclavicular la 70°; iar în planul sagital rotația axială a claviculei ajunge la 45° (Fig. 8-11B și C).

Articulația sternoclaviculară. În plan frontal se observă o rotație de 60°, începând de la începutul abducției; în plan orizontal, o rotație de 40°; iar în plan sagital, o rotație axială de 28°. Toate acestea începând de la același început al abducției .

Structuri musculoligamentare. Funcția esențială a claviculei este transmiterea forței de la trapez la scapulă. În timpul abducției, clavicula este ridicată cu aproximativ 30° la nivelul articulației sternoclaviculare prin acțiunea trapezului, care la rândul său ridică scapula prin conexiunea coracoclaviculară prin ligamente. Aceasta înseamnă că primii 30° de abducție scapulară au loc la nivelul articulației sternoclaviculare. Este important de reținut că în timpul abducției, procesul coracoid se deplasează în jos, iar ligamentele coracoclaviculare trag de curbura posterioară a claviculei, care se rotește ca o bielă datorită formei sale italice de S. Rezultatul este același ca și cum aceste ligamente ar fi alungite, iar scapula se rotește. De aici și importanța ligamentelor trapezoidale și conoide pentru mecanica umărului.

Coloana vertebrală . În abducția unilaterală, coloana vertebrală acționează cu o înclinare toracolumbară , în timp ce în abducția bilaterală are loc o hiperlordoză lombară.

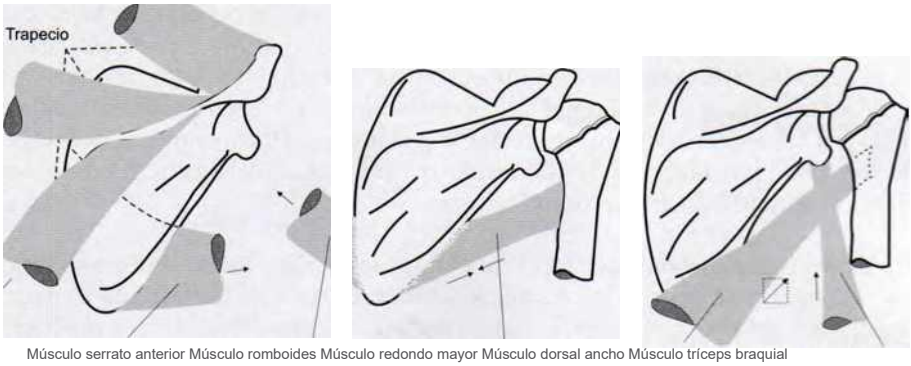
ADDUCȚIE

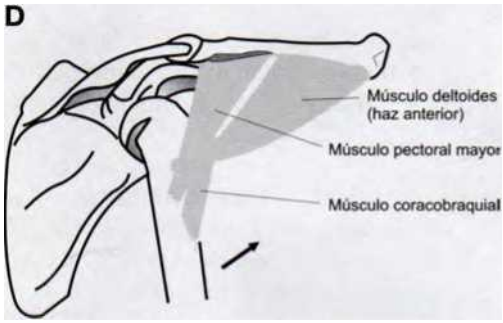
Mișcarea de adducție nu poate fi efectuată nici în planul scapular, nici în planul frontal strict. Având în vedere orientarea de 30° a fosei glenoide, este posibilă efectuarea unei adducții a humerusului la 45°, dar aceasta este asociată cu antepulsia.

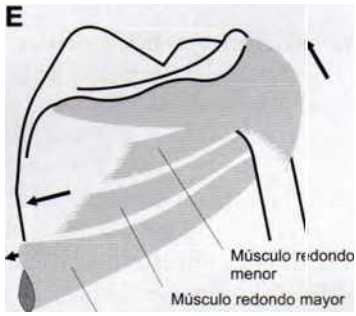
Structuri musculoligamentare. Sunt implicați mai mulți mușchi: teres major, latissimus dorsi, pectoralis major (porțiunea sternală), romboizi, triceps brahial și subscapular. Dar se pare că două perechi de grupe musculare sunt cele mai importante.

Mușchiul rotund major - romboizi. Unghiul inferior al scapulei este ridicat și direcționat medial de către romboizi, producând un pivot scapular care orientează cavitatea glenoidă în jos. Mușchiul rotund major acționează ca un adductor atunci când se ia în considerare atașamentul său la scapulă, dar atunci când se ia în considerare atașamentul său la humerus, acesta ridică scapula și astfel orientează fosa glenoidă în sus. Dacă ambii mușchi se contractă simultan—

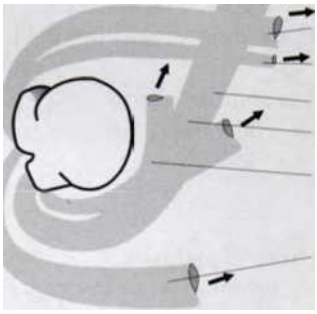
Mușchii rotatori externi







Músculo dorsal ancho



Mușchii rotatori interni

Figura 8-12. A. Abducție scapulotoracică. B. Romboid-latissimus dorsi. C. Adducție (triceps și latissimus dorsi). D. Antepulsie. E. Retropulsie. E Rotații.

Rețineți că acestea permit ca acțiunea de rotație a scapulei de către mușchiul rotund major să fie contracarată de romboid și, în consecință, mușchiul rotund major să acționeze doar ca un adductor (fig. 8-12B).

Capul lung al tricepsului brahial - latissimus dorsi. 1. Subluxația inferioară care ar provoca contracția izolată a latissimus dorsi este contracarată de contracția tricepsului brahial.

Pornind dintr-o poziție abductivă, capacitatea de adducție a umărului depinde de latissimus dorsi, teres major și porțiunea sternală a pectoralului major. Dacă abducția depășește 90°, devin implicați și deltoidul posterior, coracobrahialul, subscapularul și capul scurt al bicepsului .

Conform lui Bonnel, adducția adevărată are loc în timpul acțiunii de cățărare , care necesită atât forță, cât și o amplitudine largă de mișcare. Acest lucru este realizat de mușchiul latissimus dorsi , asistat de capul lung al tricepsului, prevenind dislocarea capului humeral (Fig. 8-12C). Mușchi mari și puternici, cum ar fi pectoralul major și latissimus dorsi, participă la această acțiune. Fixarea scapulei este prima etapă a adducției , realizată prin contracția simultană a mușchilor trapez, romboizi, ridicător al scapulei , pectoral minor și subclavicular. Odată ce scapula este fixată, brațul poate fi mișcat spre torace prin acțiunea mușchilor teres minor, pectoral major, infraspinos și subscapular. Pentru a preveni dislocarea inferioară a capului humeral, mușchii superiori ai humerusului, deltoidul, capul scurt al bicepsului, coracobrahialul și capul lung al tricepsului acționează ca perechi de mușchi rotatori pentru a recentra capul humeral.

Planul sagital

RETROPULSIA (EXTENSIA) ȘI ANTEPULSIA (FLEXIA)

Ridicarea humerusului într-un plan perpendicular pe scapulă se numește flexie sau protractie. Retractia sau extensia are loc atunci când humerusul este mișcat înapoi într-un plan perpendicular pe scapulă. Aceste mișcări se efectuează în principal la două niveluri: scapulohumeral și la nivelul spațiului de alunecare acromioclavicular, sternoclavicular și scapulotoracic.

ANTEPULSIE

Articulația scapulohumerală - spațiul de alunecare scapulotoracică - articulația sternocostoclaviculară . Dacă amplitudinea totală de mișcare atinge 180°, gradele de participare la flexia umărului corespund cu 80-100 ° la articulația scapulohumerală, 60° la articulația scapulotoracică și aproximativ 40° la coloana vertebrală. Participarea acestor articulații nu este succesivă, ci simultană și armonioasă. Până la 60° de flexie, scapula caută o poziție de echilibru. Există, de asemenea, o relație constantă între articulațiile scapulotoracică și scapulohumerală; astfel, pentru fiecare 15° de ridicare a brațului , 10° corespund articulației scapulohumerale și 5 ° articulației scapulocohleare. spre scapulotoracic.

În timpul antepulsiei, scapula este deplasată cu 8 până la 15 cm. Articulația scapuloclaviculară suferă, de asemenea, o deplasare de 8 până la 12 cm în timpul ridicării.

În centura scapulară, mișcările sunt similare cu cele descrise în mișcarea de abducție, cu excepția amplitudinii lor .

Structuri musculoligamentare. La nivelul articulației glenohumerale, principalii mușchi motori sunt mușchiul deltoid anterior, coracobrahialul și capul anterior sau clavicular al pectoralului mare (Fig. 8-12D). De asemenea, sunt implicați capul scurt al bicepsului brahial (în special când cotul este extins), capul lung al bicepsului brahial și fibrele verticale ale subscapularului. Toți acești mușchi tind spre rotație internă în timpul antepulsiei, mișcarea fiind restricționată de tensiunea progresivă a mușchilor posteriori (teres minor, infraspinos, teres major) și a ligamentului coracohumeral (tuberculul mare).

Coloana vertebrală . Participă la mișcare în aproximativ 30°. Pentru a ridica brațul la zenit, există două posibilități sau căi care pot fi urmate: *a)* prin abducție cu o ușoară rotație externă: cale posterolaterală și *b)* prin antepulsie favorizată de rotația internă (relaxează ligamentul coracohumeral): cale anterioară.

RETROPULSIE

Centura scapulară - articulația scapulohumerală. În timpul retracției , scapula se adduce în esență în plan frontal, pivotând ușor în jos, dar în principal spre interior. În timpul extensiei, amplitudinea mișcării este distribuită între 25 și 30° la articulația scapulohumerală, 10 până la 15° la articulația scapulotoracică și 10 ° la coloana vertebrală. Aceste etape se suprapun în timpul mișcării.

Structuri musculoligamentare. Mușchii motori principali la nivel scapulohumeral sunt, în principal, teres major, mușchiul deltoid posterior (de la porțiunile IV la VII) și latissimus dorsi (Fig. 8-12E). Teres minor joacă, de asemenea, un rol.

Mușchii adductori scapulari sunt implicați în cursul retropulsiei: romboizii, fasciculul mijlociu al trapezului și latissimus dorsi.

Plan orizontal

ROTAȚIE INTERNĂ ȘI ROTAȚIE EXTERNĂ

Limitele rotației sunt complexe (fig. 8-12F).

ROTAȚIE EXTERNĂ

Articulația scapulohumerală - centura scapulară . În centura scapulară, în timpul rotației externe, se observă adducția scapulei. Considerând poziția de referință (abducție 0 °), amplitudinea mișcării pentru rotația externă este de 80°. Amplitudinea totală a rotației externe poate fi mărită la 85°, datorită rotației ipsilaterale a coloanei vertebrale. Mișcarea este distribuită între 25° și 35° la nivelul articulației scapulohumerale, 20° și 35° la nivelul articulației scapulotoracice și aproximativ 25° în flexia laterală vertebrală.

În planul frontal există 70° de rotație externă. La 90°, în planul sagital (flexie-antepulsie) rotația externă este redusă la 15-20°.

Structuri musculoligamentare. Rotația externă este efectuată în principal de două grupe musculare: infraspinosul și teres minor. Infraspinosul este activ pe tot parcursul rotației externe, în timp ce teres minor este activ doar dincolo de 30° de rotație externă. Deltoidul acționează, de asemenea, ca un rotator extern între 0 și 30°. Simultan cu rotația externă, mușchii rotatori interni se contractă, încetinind mișcarea. Același lucru se întâmplă și cu structurile ligamentoase: ligamentele glenohumerale și coracohumerale (când brațul atârnă în lateralul trunchiului). Din cauza alinierii necorespunzătoare a articulației, există riscul de luxație posterioară sau instabilitate. Pentru a preveni acest lucru, mușchii anteriori, subscapularul și pectoralul mare, ajută la recentrarea capului humeral.

Stabilizatorii scapulari în timpul rotației externe sunt supraspinosul, porțiunea superioară a trapezului, serratus anterior, bicepsul și deltoidul începând de la 30° de rotație externă.

Adducția asociată a scapulei este realizată de mușchii romboid și trapez.

ROTAȚIE INTERNĂ

Articulația centurii scapulohumerale. În centura scapulară, abducția scapulei se observă atunci când are loc rotația internă.

În poziția de referință (abducție 0 °), rotația internă este de 110° datorită rotației contralaterale a coloanei vertebrale, permițând poziționarea mâinii pe dosul acesteia. Articulația glenohumerală are 80° de rotație, iar articulația scapulotoracică are 10-20°. Această amplitudine de mișcare scade progresiv odată cu abducția, ajungând la doar 30° în plan frontal. În planul sagital la 90° (flexie-antepulsie), rotația internă rămâne la 120-130°.

Structuri musculoligamentare. Următorii mușchi sunt implicați în rotația internă: latissimus dorsi, teres major, subscapular (relaxat în timpul abducției), pectoral major și deltoidul anterior. Subscapular acționează ca un rotator intern pur. Teres minor și latissimus dorsi combină rotația internă cu adducția și extensia. Pectoral major acționează, de asemenea, ca un adductor, aducând brațul în fața corpului. Tendonul lung al bicepsului brahial se unește cu acești mușchi, limitând raza de rotație externă și acționând ca un rotator intern. Și aici, mușchii rotatori externi se încordează și limitează mișcarea, în timp ce structurile ligamentoase anterioare se relaxează. În timpul mișcării, intră în joc mușchii abductori scapulari: porțiunea anterioară a serratus anterior trage scapula înainte și spre exterior; iar pectoral minor trage, de asemenea, scapula înainte, spre exterior și în jos, o acțiune care este neutralizată de porțiunea inferioară a serratus anterior, care pivotează scapula în sus.

Zonele de contact ale suprafeței articulare a capului humeral

Din cauza variabilității în timpul diferitelor mișcări, zonele de contact sunt dificil de localizat cu precizie. Unele studii arată că în abducție zona de contact devine centralizată și tinde să migreze proximal; în rotația externă zona de contact este situată posterioinferior, iar în rotația internă, anteroinferior. Totuși, dacă ambele mișcări sunt combinate, rotația capului humeral este centrată pe fosa glenoidă (Fig. 8-13).

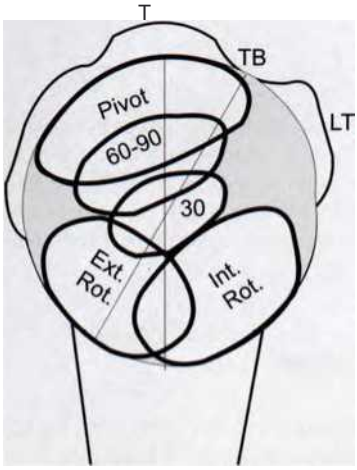


Figura 8-13. Zone de contact articular ale capului humeral în timpul mișcării. T: tubercul mare;
TB: tuberozitate bicipitală; LT: tuberozitate mică. (Adaptat după Nobuhara, 1987.)

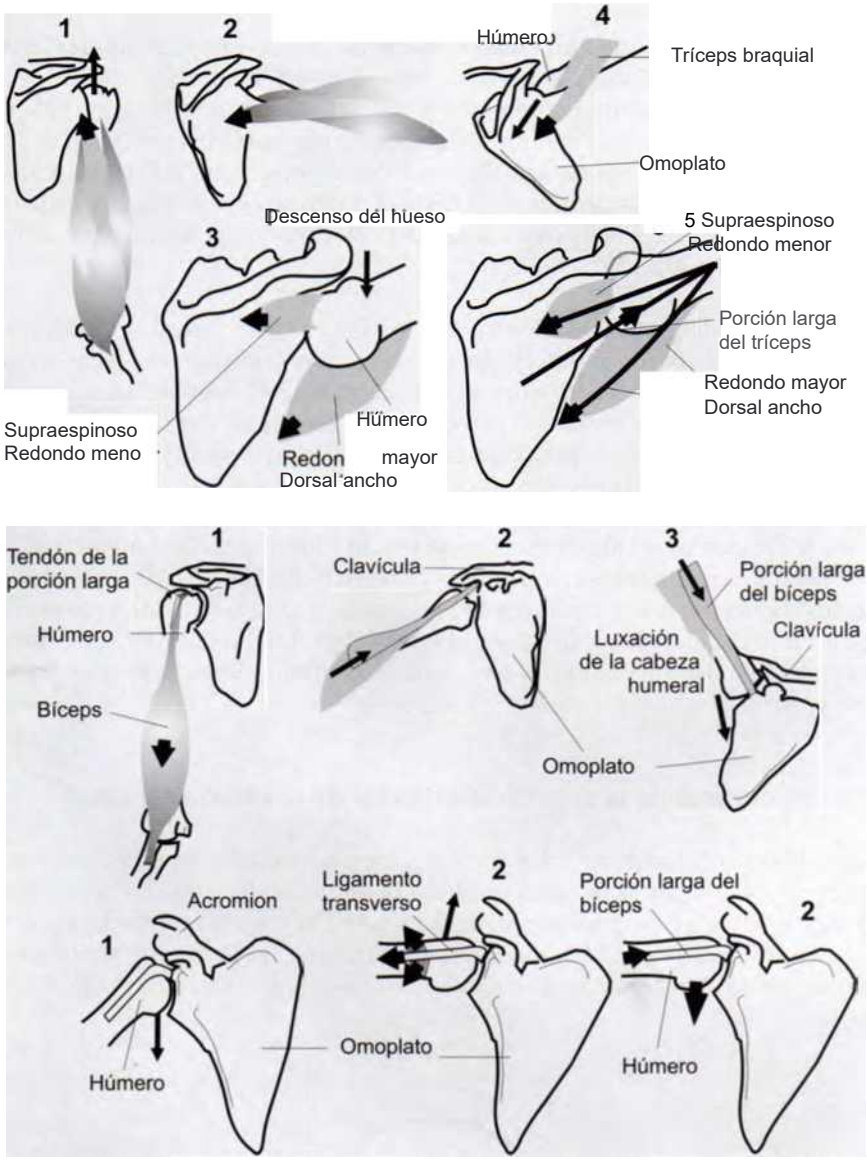


Figura 8-14. A. Bisectoarea vectorială a recentrării tricepsului brahial. 1: de la 0 la 80° are funcție de dislocare ; 2: de la 90° de abducție are funcție de coaptare. 3, 4 și 5: peste 90°, se opune acțiunilor de dislocare ale infraspinosului, teres minor și latissimus dorsi. B. Bisectoarea vectorială a recentrării capului lung al bicepsului brahial. 1: în această poziție are funcție de coborâre (recentrare); 2: la 90° are funcție de coaptare; 3: la 160° are funcție de dislocare.

Bisectoare de recentrare vectorială

În stabilizarea capului humeral există două elemente importante: capul lung al bicepsului brahial și capul lung al tricepsului brahial.

Acțiunea pe termen lung a tricepsului brahial este considerată la 3 niveluri:

1. Într-o poziție neutră (0°), cu brațul pe lateralul corpului, contracția musculară ridică capul humeral, acțiune contracarată de mușchii latissimus dorsi și teres minor. La 90°, toți cei trei mușchi acționează ca un stabilizator.
2. La 90° de abducție, acțiunea sa este una de coaptare.
3. La un unghi de abducție de peste 90°, funcția de coaptație este constantă și este întărită de poziția subglenoidiană a tendonului, care previne dislocarea inferioară a capului humeral de către mușchii teres major și latissimus dorsi. Astfel, acesta constituie una dintre bisectoarele recentrării (Fig. 8-14A).

Capul lung al bicepsului brahial are o funcție variabilă în funcție de unghiul scapulohumeral:

1. În poziția de repaus, cu brațul de-a lungul corpului, funcția sa este de a coborî capul humeral, opunându-se acțiunii ascensionale a capului scurt al bicepsului.
2. La 90° de abducție, funcția sa este de coaptare maximă, împreună cu porțiunea scurtă.
3. Peste 90°, în ciuda înclinării scapulei, aceasta acționează ca o componentă a luxației inferioare a capului humeral. Această acțiune este limitată în raza sa de acțiune de ligamentul bicipital transvers, care are un rol de suspensie (Fig. 8-14B).

Adevărata funcție a capului lung al bicepsului, care trebuie luată în considerare, este rolul său de bisectoare vectorială, datorită poziției tendonului său la mijlocul unghiului format de joncțiunea mușchiului deltoid (lateral) cu mușchiul coracobrahial și capul scurt al bicepsului (medial). Când deltoidul, coracobrahialul și capul scurt al bicepsului se contractă, se observă o mișcare ascendentă a capului humeral. Pentru a proteja coafa rotatorilor de această supraîncărcare mecanică, capul lung al bicepsului, prin traiectul său intraarticular, contracarează acest efect printr-o mișcare dinamică descendentă (Fig. 8-14B).

Pe plan anatomic, cele două bisectoare vectoriale de recentrare - tendonul capului lung al bicepsului brahial din partea superioară a capului (tuberculul supralenoidian) și tendonul capului lung al tricepsului brahial din partea inferioară a capului (tuberculul infraglenoidian) - sunt situate în același plan parasagital, exact pe axa axială a scapulei. De aici și importanța acestor structuri în instabilitățile inferioare sau superioare.

Acești doi mușchi în mișcarea de abducție, de la 0 la 90° și peste 90°, se contracarează reciproc în acțiunile lor, dar la 90° ambii au o acțiune de coaptare.

Mușchiul biceps brahial acționează constant împotriva gravitației și a rezistenței , în timp ce acțiunea tricepsului brahial este practic împotriva rezistenței.

BIBLIOGRAFIE

Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles Alive, ediția a 5-a . Baltimore, Maryland: Williams și Wilkins, 1985; 270-271. Bonnel F. Conceptul biomecanic al umărului. Caiete didactice SOFCOT , nr. 42. Conferințe didactice, 1992.
Burkhart SS. Biomecanica manșetei rotatorilor. Cap. 1. În: Gazielly DF, ed. Manșeta . T. Thomas, eds. Paris: Elsevier, 1997.
Codman E. Umărul. Boston: Thomas Todd, 1934.
De La Caffinière JY, Mazas F. Înlocuire totală de umăr. Paris: INSERM, 1975.

Friedman RJ. Biomecanica manșetei rotatorilor. Cap. 1. În: Gazielly DF, ed. Manșeta. T. Thomas, eds. Paris: Elsevier, 1997.
Gonon GP, Carret JP, Dimnet J, Fischer LP. Studiu cinematic al articulațiilor umărului. Manuale SOFCOT , nr. 22. Biomecanică generală.
Inman VT, Rasston HJ, Saunders JB, Fenstein B, Wright EW Jr. Relația dintre electromiograma umană și tensiunea musculară. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1952; 4:187-194.
Morrey FM, Kai-Nan A. Biomecanica umărului. Cap. 6. În: Rockwood CA, Matsen FA, eds. Umărul. Philadelphia: WB Saunders, 1990.
Nobuhara K. Umărul: funcția și aspectele sale clinice. Tokyo: Igaku-Shoim, 1987.
Proubasta I, Gil Moore J, Planell JA. Fundamentele biomecanicii și biomaterialelor. Madrid: Ergon, 1997.

Capitolul 9
Biomecanica cotului

P. Golano Alvarez, O. Fariñas Barbera și I. Sáenz Navarro

Introducere

Articulația cotului, care leagă brațul de antebraț, este articulația intermediară a membrului superior. Permite antebrațului să se deplaseze spre sau depărtare de braț prin mișcări de flexie și extensie, permițând membrului superior să funcționeze la distanțe variabile față de corp. De asemenea, orientează palma prin mișcări de pronație și supinație. Mobilitatea și stabilitatea sa sunt esențiale pentru desfășurarea activităților zilnice.

Anatomie

Dintr-o perspectivă funcțională, articulația cotului este compusă din trei articulații diferite: humeroulnară, humeroradială și radioulnară proximală. Mișcările de flexie și extensie au loc la primele două, în timp ce mișcările de pronație și supinație au loc la articulația radioulnară proximală (în strânsă relație cu articulația radioulnară distală). Cu toate acestea, din punct de vedere anatomic, cotul ar trebui considerat o singură articulație, deoarece cavitatea articulară, membrana sinovială, capsula și ligamentele sunt comune tuturor celor trei articulații.

Structurile osoase implicate în constituirea sa sunt epifiza distală a humerusului și epifizele proximale ale radiusului și ulnei (fig. 9-1).

Structuri osoase

Humerusul prezintă distal două suprafețe articulare: trohleea humerală și condilul humeral sau *capitulum humeri.* Canalul condilotrohlear separă suprafața trohleară de condilul humeral.

Trohleea humerală are o formă asimetrică de scripete, deoarece marginea sa medială coboară mai distal. Este acoperită cu cartilaj hialin și formează un arc de aproximativ 330-340°. Cele două suprafețe articulare ale sale sunt separate de un șanț situat în planul sagital, care nu este paralel cu acesta, ci are o formă eliptică, de la anterolateral la posteromedial.

Condilul humeral este o proeminență osoasă, de formă sferoidă, acoperită cu cartilaj hialin , care se proiectează anterior și se articulează cu fovea articulară a radiusului.

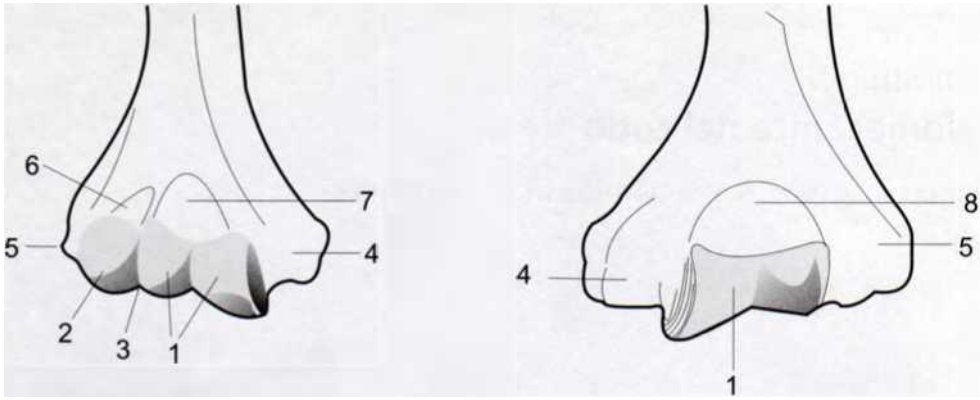


Figura 9-1. *Dreapta.* Vedere anterioară a epifizei distale a humerusului. *Stânga.* Vedere posterioară a epifizei distale a humerusului. 1: trohlee; 2: condil; 3: șanțul condilotrohlear; 4: epicondil medial; 5: epicondil lateral; 6: fosa radială; 7: fosa coronoidă; 8: fosa olecrană.

Proximal de trohlee se află o proeminență osoasă care asigură inserția ligamentelor colaterale ulnare ale articulației și a grupului muscular flexor-pronator; acesta este epicondilul medial. Lateral și proximal de condilul humeral, există și o proeminență osoasă, deși mai mică, numită epicondil lateral. Această proeminență osoasă asigură inserția ligamentelor colaterale laterale și a mușchilor extensor și supinator.

Chiar deasupra ambelor suprafețe articulare se află trei fose care găzduiesc proeminențele osoase ale oaselor antebrațului în timpul mișcărilor de flexie și extensie. Anterior și proximal de condil se află fosa radială, care primește capul radial în timpul flexiei. Proximal de trohlee, anterior, se află fosa coronoidă, care găzduiește procesul coronoid al ulnei în timpul flexiei antebrațului , iar posterior, fosa olecranului, care, cu un scop similar, primește vârful sau ciocul olecranului în timpul extensiei antebrațului.

Ocazional, mai frecvent la femei și pe partea stângă, aceste două fose opuse sunt atât de adânci încât membrana subțire care le separă este perforată, permițând comunicarea între ele. În ciuda acestui fapt, acest fapt nu pare a fi legat de o amplitudine mai mare de mișcare.

Existența foselor menționate anterior este esențială pentru ca mișcările de flexie- extensie ale cotului să aibă amplitudinea normală (0-140/160°).

În general, epifiza distală a humerusului este proiectată înainte cu aproximativ 30-45 ° față de axa diafizară, în timp ce suprafețele sale articulare nu formează un unghi drept cu axa menționată anterior, ci se află la aproximativ 6° de valgus (Fig. 9-2, dreapta).

Epifiza proximală a radiusului (Fig. 9-3) include capul radial , cu fovea sa articulară destinată condilului humerusului și circumferința articulară (240°) destinată incizurii radiale a ulnei, gâtului radiusului și tuberozității radiusului destinate inserției tendonului mușchiului biceps brahial.

Capul și gâtul radiusului nu se află pe aceeași axă cu diafiza, ci formează un unghi de aproximativ 15° cu aceasta, opus tuberozității radiusului.

Epifiza proximală a ulnei oferă cea mai mare suprafață articulară și este responsabilă pentru stabilitatea inerentă a articulației. Această suprafață articulară, numită

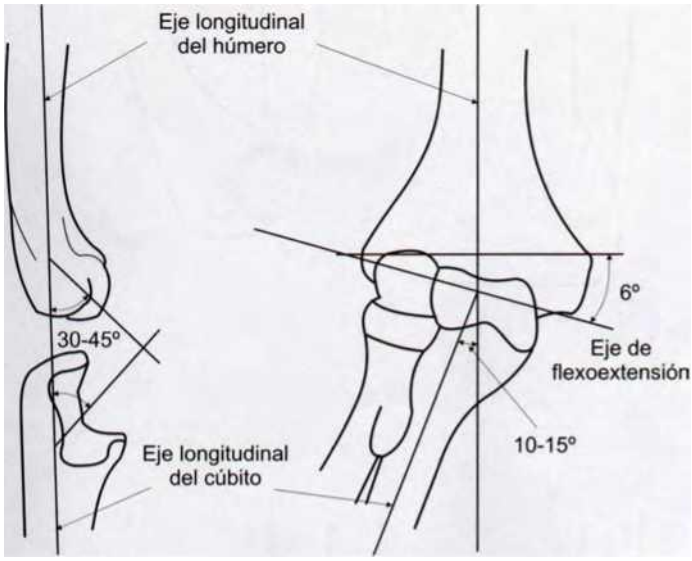


Figura 9-2. Axele cotului.

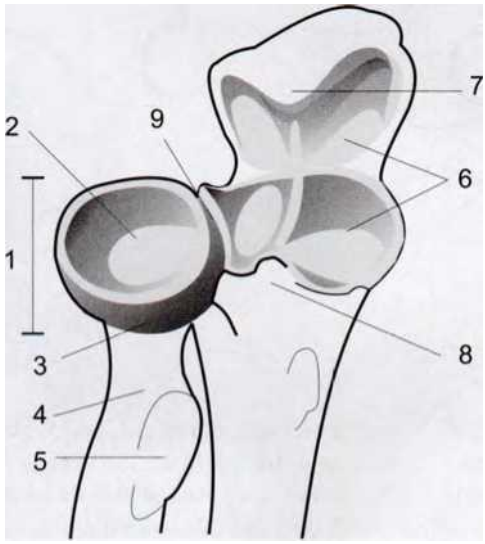


Figura 9-3. Vedere anterioară a epifizelor proximale ale radiusului și ulnei.
1: capul radial; 2: fovea articulară; 3: circumferința articulară; 4: gâtul radiusului; 5: tuberozitatea radială; 6: incizura trohleară; 7: olecranul; 8: procesul coronoid; 9: incizura radială.

Incisura trohleară, evident destinată suprafeței articulare trohleare a - humerusului, este formată în porțiunea sa proximală și posterioară de un proces mare, olecranonul, iar în porțiunea sa distală și anterioară de procesul coronoid. Olecranonul și procesul coronoid asigură inserția tendoanelor mușchilor triceps brahial și respectiv brahial (Fig. 9-3). Fațetele lor articulare, formate din cartilaj hialin, nu sunt continue, ci sunt clar diferențiate printr-un șanț lipsit de cartilaj care coincide cu unghiul dintre olecranon și procesul coronoid.

Incisura trohleară formează un arc de aproximativ 190°, iar deschiderea sa este orientată înainte și în sus de la 30 la 45°, prezentând totodată un valgus de 4 ° (fig. 9-2,

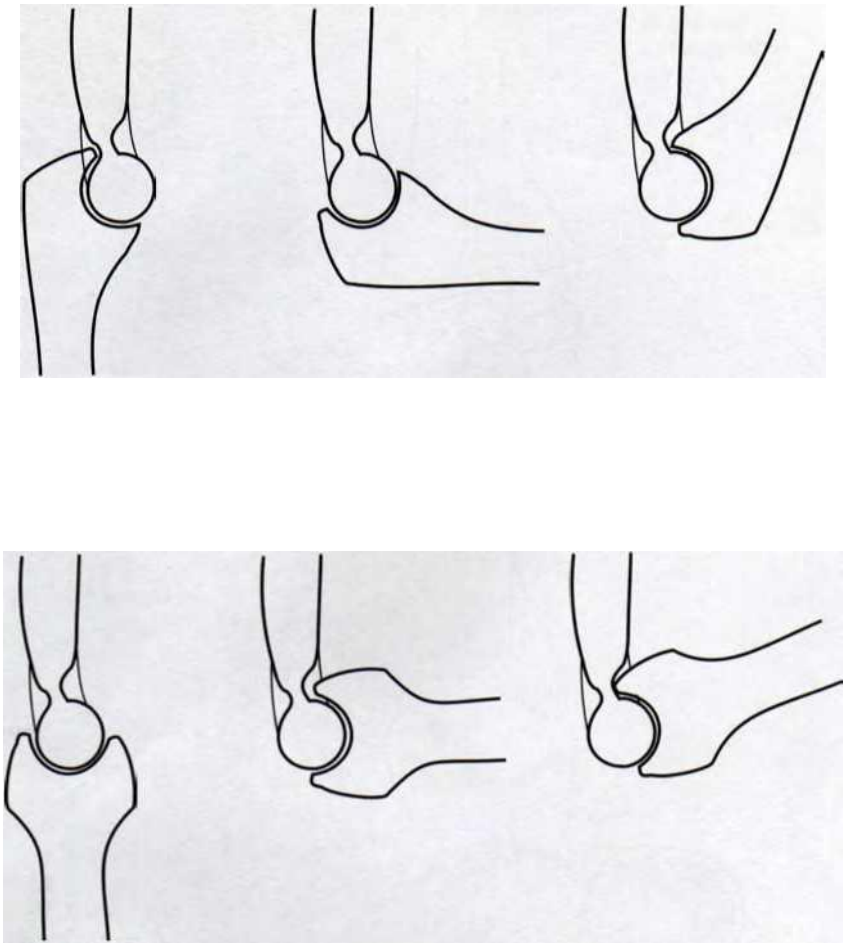


Figura 9-4. Forma suprafețelor osoase.

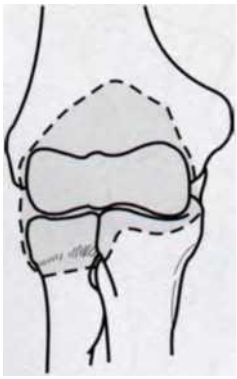
(stânga). Această configurație completează perfect forma generală a epifizei distale a humerusului. Acest lucru se datorează a două motive: facilitează flexia prin întârzierea impactării osoase și permite spațiu între cele două oase pentru masele musculare anterioare. Aceste condiții care favorizează flexia ar dispărea dacă epifiza distală a humerusului s-ar afla pe axa diafizară a humerusului (Fig. 9-4).

Pe fața laterală a procesului coronoid se află incizura radială, destinată să se articuleze cu circumferința radială, care reprezintă o depresiune cu un arc de aproximativ 70° (fig. 9-3).

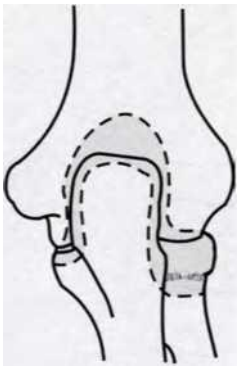
Capsula articulară

Capsula articulară este unică pentru cele trei articulații care alcătuiesc cotul. Inserțiile sale sunt așa cum se arată în Figura 9-5.

Capacitatea maximă a articulației este atinsă la aproximativ 80° de flexie și este de aproximativ 25-30 mi.



Vista anterior



Vista posterior

Figura 9-5. Inserții capsulare. *Stânga.* Vedere anterioară. *Dreapta.* Vedere posterioară. Observați cum ambele epicondili sunt structuri extracapsulare.

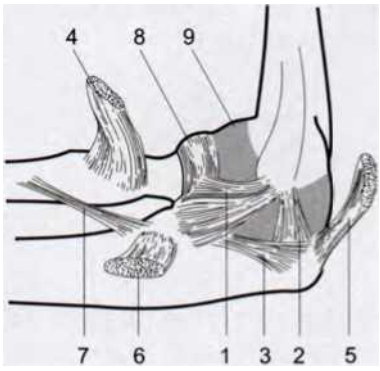


Figura 9-6. Complexul colateral medial.
1: fascicul anterior;
2: fascicul posterior sau Bardinet; 3: fascicul transversal sau Cooper;
4: tendonul bicepsului brahial; 5: tendonul tricepsului brahial; 6: tendonul brahial; 7: măduva oblică;
8: ligament inelar;
9: capsula articulară.

Ligamente

Acestea constau din depozite de grăsime în regiunile mediale și laterale ale capsulei, formând ceea ce se numește complexul colateral medial și complexul colateral lateral.

Complexul colateral medial

(fig. 9-6)

Își are originea în regiunea medială inferioară a epicondilului medial și se extinde distal, adoptând o formă de evantai. Este compus din trei fascicule:

1. *Fasciculul anterior.* Acesta este cel mai important din punct de vedere clinic. Se inserează în capsula anterioară și pe suprafața medială a procesului coronoid. Deoarece este situat sub axa de rotație, este sub tensiune atât în flexie, cât și în extensie.
2. *Fasciculul posterior al lui Bardinet.* Se inserează pe suprafața medială a incizurii trohleare . Pe acesta se sprijină nervul ulnar. Deoarece este situat sub și posterior axei de rotație, ligamentul se contractă în flexie.
3. *Fasciculul transvers* sau *al lui Cooper* . Rolul său funcțional este îndoielnic, deoarece fibrele sale traversează marginea medială a incizurii trohleare de la procesul coronoid la olecran .

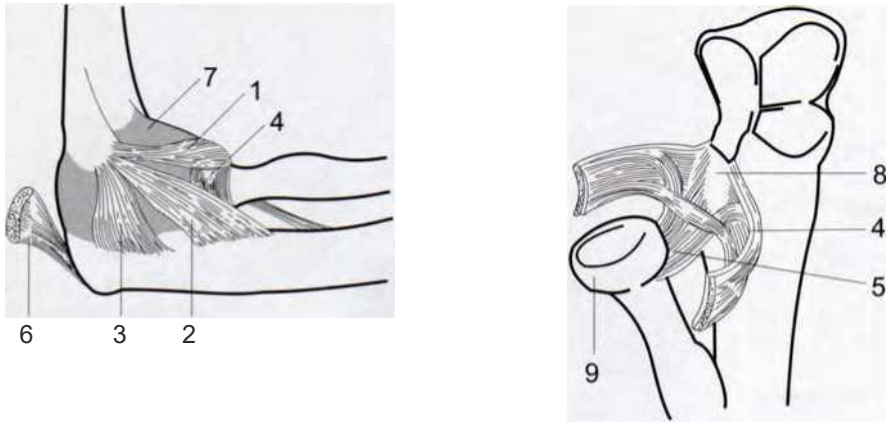


Figura 9-7. Complexul colateral lateral. 1: fasciculul anterior; 2: fasciculul mijlociu; 3: fasciculul posterior ; 4: ligament inelar; 5: ligamentul pătrat al lui Denucé; 6: tendonul mușchiului triceps brahial; 7: capsula articulară; 8: incizura radială; 9: circumferința articulară.

Complexul colateral lateral (fig. 9-7)

Din cauza dificultății de identificare a fasciculelor sale în timpul disecțiilor, descrierile sale variază. Se pot distinge următoarele:

1. *Fasciculul anterior.* Din epicondilul lateral ajunge în zona anterioară a ligamentului inelar, unde se inserează.
2. *Fasciculul mijlociu.* De la originea sa la epicondilul lateral, se inserează în fața posterioară a ligamentului inelar. Joacă un rol important în stabilitatea humeroulnară.
3. *Fasciculul posterior.* De la aceeași origine ca și cele anterioare, se inserează în așa-numita - creastă a mușchiului supinator. Este un stabilizator accesoriu.
4. *Ligament inelar.* De la origine și inserția sa la marginile incizurii radiale, formează patru cincimi din inelul osteofibros al *articulației radioulnare proximale* . Suprafața sa interioară este acoperită cu cartilaj hialin pentru articularea cu circumferința radială. Porțiunea sa anterioară este întinsă în supinație, iar porțiunea posterioară în pronație. Acesta stabilizează capul radial.
5. *Ligamentul pătrat al lui Denucé.* Este format dintr-o bandă fibroasă care se extinde de la marginea inferioară a incizurii radiale până la gâtul radiusului. Joacă un rol accesoriu în stabilitatea articulației radioulnare proximale. Porțiunea sa anterioară se tensionează în supinație, iar porțiunea sa posterioară în pronație.

Cinematică

Articulația cotului este o articulație cu două grade de libertate: flexie-extensie și pronație-supinație. Articulațiile humeroulnară și humeroradială permit mișcări de flexie-extensie, comportându-se ca articulații balama. Articulația radioulnară proximală (strâns legată de articulația radioulnară distală) permite mișcări de pronație-supinație ale antebrațului,

comportându-se ca o articulație pivot. Din acest motiv, putem descrie articulația cotului ca o articulație pivot-ginglimoidă.

Trebuie să subliniem, totuși, că, deși articulația humeroradială este anatomic o articulație sferică, asocierea sa cu articulațiile humeroulnară și radioulnară proximală îi restricționează mișcarea la două axe.

Mișcarea de flexie-extensie

Flexia este definită ca mișcarea care apropie suprafața anterioară a antebrațului de suprafața anterioară a brațului, iar extensia ca mișcarea de readucere a antebrațului în poziția sa anatomică.

Așa cum s-a explicat anterior, mișcările de flexie și extensie sunt efectuate de articulațiile humeroulnare și humeroradiale. Amplitudinea normală de mișcare variază de la 0 ° (extensie completă) la 140-146° de flexie atunci când este efectuată activ, crescând la 160° (flexie maximă) atunci când este efectuată pasiv. Cu toate acestea, majoritatea activităților zilnice sunt posibile într-o gamă de mișcare de 30 până la 130°; aceasta este cunoscută sub numele de amplitudinea funcțională de mișcare a cotului. Ocazional, la unele persoane se poate observa un anumit grad de hiperextensie a cotului, ceea ce este în general considerat normal.

Această gamă de mișcare este limitată în principal de elementele osoase în sine, precum și de alte structuri periarticulare, așa cum se explică mai jos. Astfel, diferența dintre valoarea unghiulară a suprafeței articulare a trohleei, care este de 330°, și cea a crestăturii trohleare a ulnei, care este de 190°, rezultă 140°, care este pur și simplu intervalul de flexie-extensie al cotului. Același lucru se poate aplica și diferenței dintre suprafața articulară a capului humeral (180°) și cea a fosei capului radial (40°).

Axa în jurul căreia se produc flexia și extensia cotului a făcut obiectul a numeroase studii, unele dintre ele chiar contradictorii. Aceste mișcări de flexie și extensie se efectuează prin intermediul unei axe care trece prin centrul suprafeței articulare trohleare și iese din centrul condilului humeral. Întrucât suprafețele articulare nu sunt orientate perpendicular față de axa diafizară, ci sunt în valgus, axa de flexie-extensie este orientată oblic, cu capătul său medial situat puțin sub capătul lateral (Fig. 9-2, dreapta).

Prin urmare, și datorită formei elicoidale a suprafeței trohleare, axa longitudinală a humerusului formează un unghi obtuz (valgus) cu axa longitudinală a ulnei, atunci când cotul este complet extins și antebrațul este în supinație. Acest unghi se numește valgus fiziologic. La adulți, acest unghi măsoară între 10 și 15° și este în general mai mare la femei. Această valoare poate varia și, într-adevăr, variază (scăzând odată cu flexia) în timpul mișcărilor de flexie-extensie. Cu toate acestea, acest aspect pare să nu aibă semnificație clinică. Deviația în valgus a antebrațului devine evidentă și este ușor de observat la persoanele care susțin greutate.

Studii biomecanice recente au arătat că în timpul primelor și ultimelor grade de flexie (5°), aceasta poate fi însoțită de o ușoară mișcare de rotație axială a ulnei.

Mișcările de flexie sunt limitate de următorii factori:

1. Contactul dintre masele musculare brahiale și antebrahiale ca o consecință a contracției lor în timpul flexiei active. Acest factor nu are niciun efect în timpul

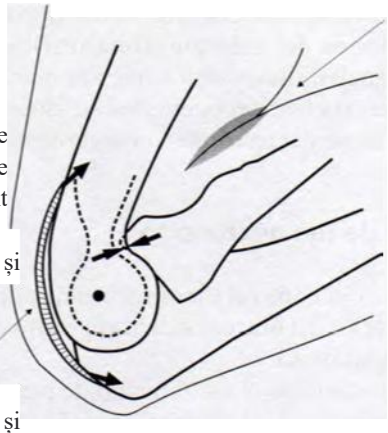


Figura 9-8. Límites de la flexión.

flexie pasivă datorită posibilității de strivire care există între masele musculare , deoarece acestea nu sunt contractate (fig. 9-8).

2. Coliziunea osoasă dintre capul radial și procesul coronoid cu fundurile foselor lor respective, fosa radială și respectiv fosa coronoidă.
3. Tensiunea capsulei posterioare și a fasciculelor posterioare ale ligamentelor colaterale .
4. Tensiunea pasivă a mușchiului triceps brahial.

Mișcările de extensie sunt limitate de următorii factori:

1. Contactul vârfului olecranului cu fundul fosei olecrane.
2. Tensiunea capsulei anterioare și a fasciculelor anterioare ale ligamentelor colaterale.
3. Tensiunea pasivă a mușchilor flexori.

Mișcarea de pronație-supinație

Cu cotul flectat la 90° (Fig. 9-9), pronația este definită ca mișcarea de rotație medială care întoarce degetul mare spre interior și palma în jos. Supinația este mișcarea care întoarce degetul mare spre exterior și palma în sus. Este important de subliniat necesitatea evaluării acestor mișcări

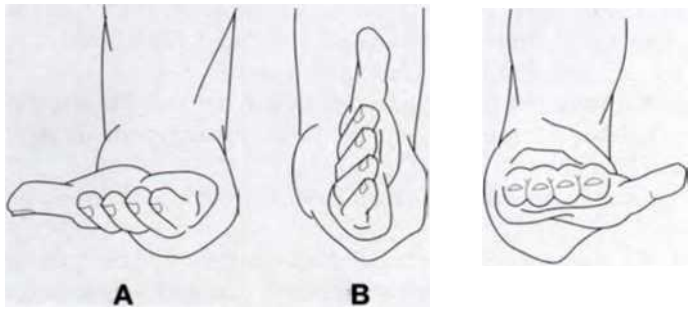


Figura **9-9.** Movimientos de la mano en pronación y supinación con el codo a 90°. Vista anterior.
A. Supinación.
B. Posición intermedia.
C. Pronación.

cu cotul flectat pentru a evita influența rotațională a articulației glenohumerale, care ar fi implicată dacă cotul ar fi extins. Amplitudinea mișcării pronație-supinație este de aproximativ 160-170°, împărțită între pronație (80°) și supinație (85°). Aceste valori trebuie măsurate dintr-o poziție de 0°, sau poziție mediană, care este poziția în care cotul este flectat la 90°, degetul mare îndreptat în sus, iar palma orientată spre interior.

După cum se va explica mai târziu, mișcarea de pronație-supinație - necesită două articulații, articulația radioulnară proximală și distală. Prin urmare, axa de mișcare trebuie să conecteze ambele articulații. Se consideră că această axă trece prin centrul foveei articulare a capului radial proximal și prin centrul suprafeței articulare a capului ulnar. Astfel, se întinde de la lateral la medial și trece aproximativ prin degetul mic (Fig. 9-10).

Figura 9-10. Eje de movimiento de pronosupinación.

Cinetică

Mișcările de flexie-extensie și pronație-supinație se realizează datorită acțiunii mușchilor care înconjoară articulația cotului.

Mișcările menționate anterior rezultă din acțiunea a mai mult de un mușchi, iar fiecare mușchi poate participa la mai multe dintre aceste mișcări, deși este posibil să se stabilească o funcție principală pentru fiecare dintre ele. Pe lângă rolul lor motor, trebuie ținut cont și de rolul lor stabilizator, așa cum s-a explicat anterior.

Pentru a înțelege acțiunea musculară a fiecărui mușchi individual sau a mușchilor în ansamblu, trebuie să cunoaștem originile și inserțiile acestora, precum și amplasarea lor topografică . Prin urmare, considerăm important să reamintim amplasarea lor în secțiuni transversale ale treimii distale a brațului și ale treimii proximale a antebrațului (Fig. 9-11).

Mușchii flexori

Flexia este efectuată în principal de trei mușchi: mușchiul brahial , mușchiul biceps brahial și mușchiul brahioradial (numit și mușchiul supinator lung).

Mușchiul brahial își are originea pe suprafețele laterale și mediale ale treimii inferioare a humerusului și se inserează pe suprafața anterioară a ulnei, fiind principalul flexor al antebrațului . Mușchiul biceps brahial își are originea pe tuberculul supraglenoidian al scapulei prin intermediul capului său lung și pe procesul coracoid prin intermediul capului său scurt și se inserează pe tuberozitatea bicipitală a radiusului. Contracția sa produce o acțiune de flexoare numai atunci când antebrațul este într-o poziție neutră și în special în supinație, contracarând astfel acțiunea sa de supinație. Mușchiul brahioradial își are originea pe treimea distală a marginii laterale a humerusului și se inserează pe suprafața laterală a procesului stiloid al radiusului; acționează în principal ca un stabilizator atunci când antebrațul este mobil și în principal ca un flexor atunci când antebrațul este fix.

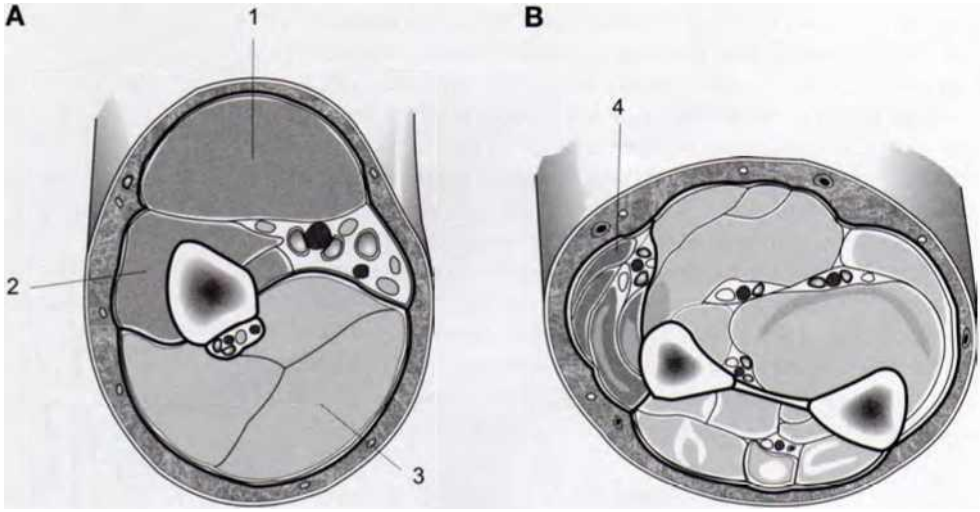


Figura 9-1 1. A. Secțiune transversală în treimea medie a brațului. B. Secțiune transversală în treimea medie a antebrațului. 1: mușchiul biceps brahial; 2: mușchiul brahial; 3: mușchiul triceps brahial; 4: mușchiul brahioradial.

După cum se poate observa din cele de mai sus, poziția antebrațului (preflexie , pronație-supinație) modifică forța de flexie.

Alți mușchi ai antebrațului, mușchii epitrohlear și epicondilar, pot acționa ca flexori ai cotului, deși secundar. Totuși, acest lucru nu se întâmplă dacă există deja un anumit grad de flexie.

Studiul forțelor care acționează în timpul flexiei arată că, pe măsură ce flexia crește, brațul de pârghie al mușchilor flexori se îmbunătățește, crescând astfel eficacitatea acestora (Fig. 9-12A), fiind maximă la 90° pentru mușchii brahial anterior și biceps și la 110 ° pentru mușchiul brahioradial.

Mușchii extensori

Extensorul principal al cotului este mușchiul triceps brahial. Acesta provine din trei capete: capul lung, care provine din tuberculul infraglenoid al scapulei, și capetele lateral și medial, care provin de pe suprafața posterioară a humerusului. Capul lung dă naștere unui tendon care se inserează în procesul olecran al ulnei. Studiile electromiografice au demonstrat că capul medial acționează ca extensor principal, în timp ce celelalte două capete rămân în rezervă. Ca și în cazul mușchilor flexori, eficacitatea tricepsului brahial depinde de poziția cotului. Între 20 și 30° de flexie, acțiunea mușchiului triceps brahial este maximă, scăzând în favoarea stabilizării articulației.

Un alt mușchi extensor mic, adesea omis, este mușchiul anconeus, care este implicat în reglarea mișcării de extensie și dobândește o funcție de stabilizare a cotului.

În extensie completă, forța exercitată de mușchiul triceps brahial tinde să provoace dislocarea posterioară a ulnei. Atunci când acționează asupra cotului flectat, componenta

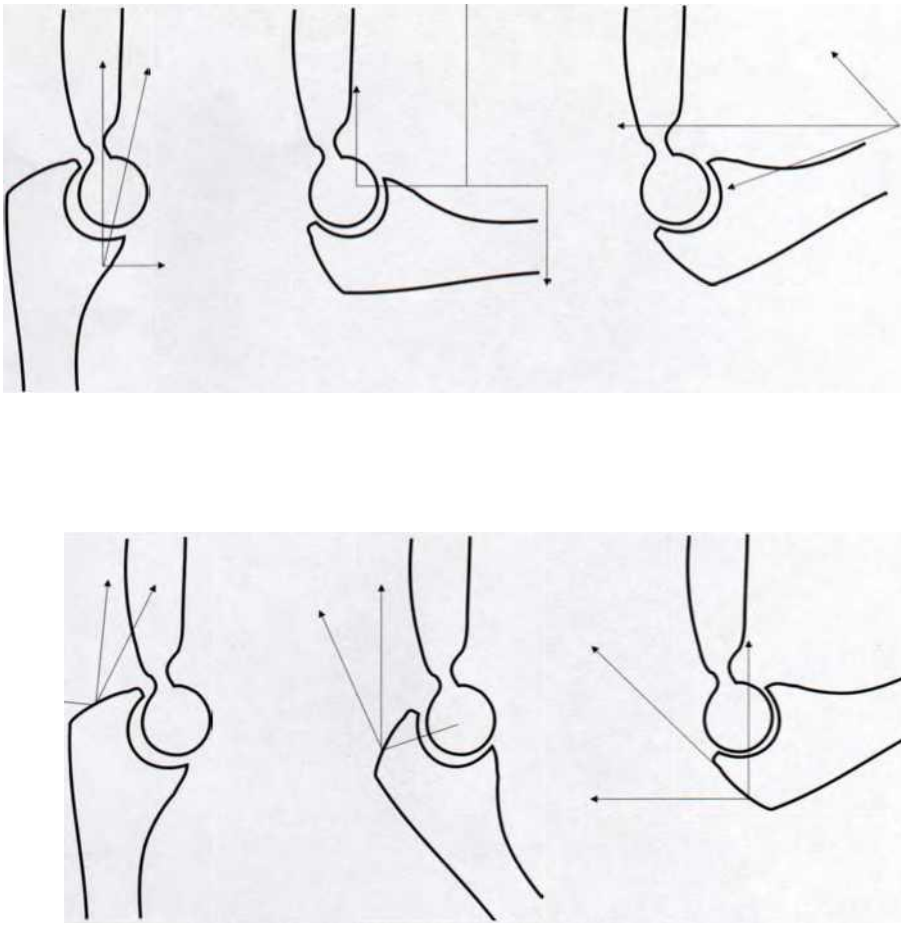


Figura 9-12. Variația forțelor de flexie (A) și extensie (B) la trecerea de la extensie la flexie a cotului.

Luxația este inversată și ulterior inversată pentru a acoperi suprafețele articulare. În flexie completă, componenta de extensie scade, ajungând la 20 până la 30° de flexie atunci când mușchiul triceps brahial atinge nivelul său maxim de eficacitate (Fig. 9-12B).

BIBLIOGRAFIE

KN, Morrey BE Biomecanica cotului. În: Morrey BF, ed. Cotul și afecțiunile sale. Philadelphia: WB Saunders, 1985.
Kapanji IA. Caiete de fiziologie comună, ed. a 4-a. Barcelona: Masson, 1998.
Mazas F. Biomecanica cotului. În: Poitout D, ed. Biomecanica ortopedică. Paris: Masson, 1987.
Miralles RC, Puig M. Codo. În: Miralles RC, ed. Biomecanica clinică a aparatului locomotor. Barcelona: Masson, 1998.
Simom SR. Științe fundamentale în ortopedie. Ed. special Flight. 2. Barcelona: Laboratorios Admirall, 1997.
Zuckerman JD, Matsen III FA. Biomecanica cotului. În: Nordin MB, Frankel VH, eds. Biomecanica de bază a sistemului musculo-scheletic, ed. a 2-a. Philadelphia: Lea și Febiger, 1989.

Capitolul 10
Biomecanica încheieturii mâinii

M. García-Elías Cos

Introducere

Încheietura mâinii este una dintre cele mai complexe articulații din punct de vedere biomecanic din corpul uman. Deși permite o gamă largă de mișcare, este, de asemenea, capabilă să reziste la forțe semnificative de compresie, forfecare și torsiune fără a deveni instabilă. Mobilitatea și stabilitatea (capacitatea de a transmite sarcini fără subluxație) sunt caracteristicile sale cele mai esențiale. Acest capitol va descrie mai întâi pe scurt anatomia funcțională a încheieturii mâinii, iar de acolo vom încerca să înțelegem cum își atinge marea mobilitate (cinematica articulară) fără a-și pierde capacitatea de a transmite sarcini (cinetică). Articulația radioulnară distală, deși implicată în anumite aspecte ale fiziologiei încheieturii mâinii, nu este analizată în acest capitol.

Anatomie

În mod tradițional, oasele carpiene au fost grupate în două rânduri transversale. Rândul proximal este alcătuit, din exterior spre interior, din scafoid, semilunar și triquetrum , iar rândul distal din trapez, trapezoid, capitat și hamat (Fig. 10-1). Pisiformul nu este considerat un os al rândului proximal datorită funcției sale sesamoidiene față de tendonul flexorului ulnar al carpului.

Suprafața articulară distală a radiusului este ușor concavă și înclinată în două direcții: în planul sagital, există o înclinare palmară de aproximativ 12°, în timp ce în planul frontal, există o înclinare medie de 22° spre partea ulnară. Suprafața articulară distală a radiusului (glenoida radială) nu se termină la articulația radioulnară distală, ci se continuă medial ca *discus articularis,* cunoscut și sub numele de fibrocartilaj triunghiular al încheieturii mâinii. Această structură fibrocartilaginoasă are o secțiune transversală biconcavă și este responsabilă, printre alte funcții, de stabilizarea articulației radioulnare și amortizarea încărcărilor dintre suprafața convexă a capului ulnar și partea medială convexă a condilului carpian.

Articulația mediocarpiană are trei zone articulare distincte: o zonă laterală în care o suprafață convexă proximală (capătul distal al scafoidului) se raportează la o suprafață concavă distală (trapez, trapez și suprafața laterală a capitatului); o zonă centrală, concavă proximal (suprafața medială a scafoidului și suprafața distală a lunatului) și convexă distal (capul capitatului); și

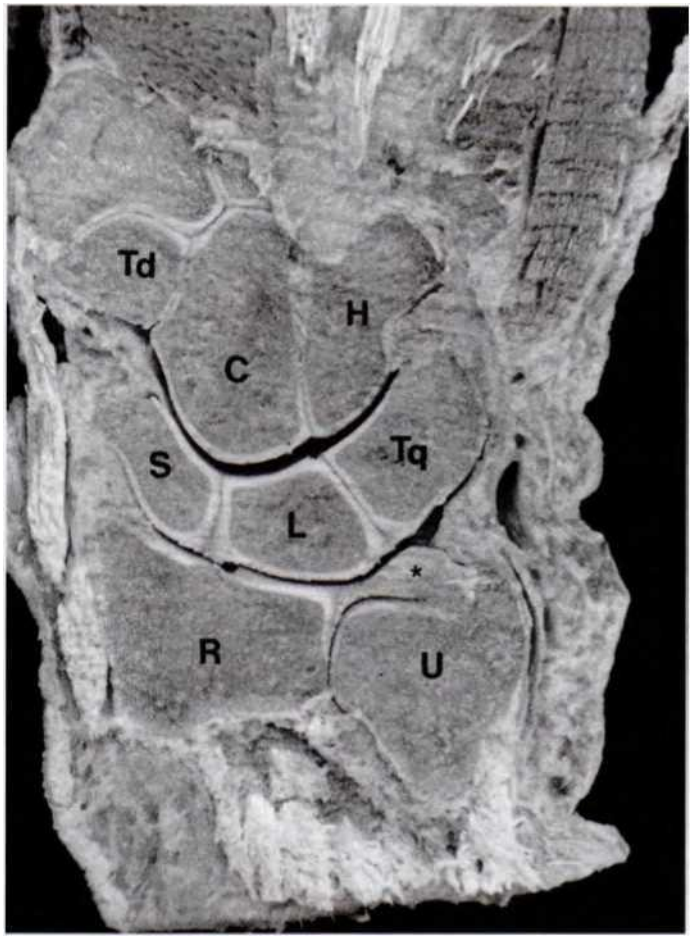


Figura 10-1. Secțiune frontală a încheieturii mâinii care prezintă cele două niveluri osoase ale carpului: rândul proximal, format de scafoid [os *scaphoideum]* (S)], semilunar [os *lunatum* (L)] și piramidal [os *triquetrum* (Tq)| și rândul distal, din care în această secțiune putem observa doar osul hamat [os *hamatum (* H)], osul capitat *[os capitatum* (C) I și trapezul [os *trapezoidum* (Td)]. Între cele două rânduri se află articulația mediocarpiană, de formă condilară în porțiunea sa centrală. Între rândul proximal și radius *[radius* (R)] putem distinge articulația radiocarpiană. Separând articulația radiocarpiană de capul ulnei [u/rw (U)] se află complexul fibrocartilaginos triunghiular (asterisc).

o zonă medială ale cărei suprafețe articulare corespunzătoare (piramidală și hamată) au o formă elicoidală particulară.

La încheietura mâinii se găsesc două tipuri de ligamente: extrinseci și intrinseci (Fig. 10-2). Ligamentele extrinseci leagă oasele carpiene de radius sau ulnă, în timp ce ligamentele intrinseci leagă oasele carpiene între ele. Ligamentele extrinseci sunt în general mai lungi și mai puțin vulnerabile la traume decât ligamentele intrinseci. Deși toate ligamentele joacă un rol important de stabilizare la un moment dat, următoarele complexe ligamentoase sunt deosebit de importante:

1. *Ligamente radiocarpiene palmare extrinseci.* Acestea provin de la marginea anterioară a procesului stiloid radial și, urmând un curs oblic de la exterior la interior și de la proximal la distal , trimit fascicule la marginea proximală a tuberculului scafoid, la suprafața anterioară a osului capitat și la suprafața anterioară a oaselor semilunar și triquetrum.
2. *Ligamente palmare ulnocarpiene extrinseci.* Acestea pornesc de la marginea anterioară a - fibrocartilajului și, urmând un curs oblic, trimit fascicule spre suprafețele anterioare ale oaselor triquetrum, semilunar și capitat. Aceste fascicule, împreună cu fasciculele corespunzătoare de la radius, formează așa-numitul *V distal sau ligament.*

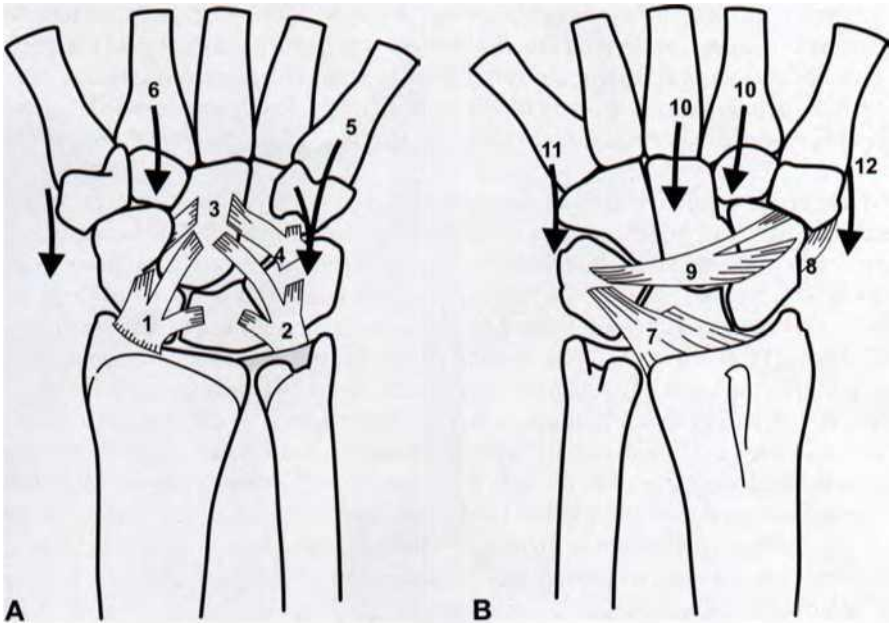


Figura 10-2. Reprezentare schematică a originii, inserției și direcției diferitelor fascicule care formează ligamentele principale ale încheieturii mâinii, precum și principalele tendoane motorii (săgeți). Ligamentele interosose intrinseci dorsale și palmare (scafolunare, lunotrichetrale etc.) nu sunt incluse. A. Suprafață palmară. 1: Ligamente radiocarpiene extrinseci palmare; 2: Ligamente ulnocarpiene extrinseci palmare; 3: Ligamente mediocarpiene intrinseci palmare laterale; *4:* Ligamente mediocarpiene intrinseci palmare mediale; 5: Tendonul flexorului ulnar al carpului; 6: Tendonul palmarului lung. B. Suprafață dorsală. 7: Ligamente radiocarpiene extrinseci dorsale; 8: Ligamente mediocarpiene intrinseci radiale; 9: Ligamente mediocarpiene intrinseci dorsale; 10: tendoanele radiale I și 11; 11: tendonul ulnar posterior; 12: tendonul abductorului lung al pulgarului.

Osul arcuat, spre deosebire de fasciculele care converg peste lunat și triquetrum, care formează așa-numitul V *proximal.* Între cele două formațiuni, proximală și distală, există un spațiu relativ slab în ceea ce privește acoperirea ligamentară, numit *spațiul lui Poirier ,* unde se produc de obicei toate luxațiile mediocarpiene.

3. *Ligamente extrinseci radiocarpiene dorsale* . Acestea constituie un set ligamentar mare , de formă triunghiulară și bază proximală, care iese din jumătatea interioară a marginii dorsale a radiusului și converge pe creasta dorsală a triquetrumului.
4. *Ligamentele intrinseci palmar-mediocarpiene* . Sub această denumire sunt incluse o serie de fascicule care converg pe fața anterioară a oaselor capitat și hamat , provenind din tuberozitatea anterioară a scafoidului (sectorul lateral) și din fața anterioară a triquetrumului (sectorul medial).
5. *Ligamentele mediocarpiene intrinseci radiale* . Un grup de fascicule care provin din creasta laterală a tuberozității scafoide și diverg în formă de evantai spre suprafețele dorsolaterale ale trapezului și trapezului.
6. *Ligamente intrinseci dorsale mediocarpiene.* Colecție de fibre ligamentoase care leagă transversal suprafața dorsală a triquetrumului cu creasta dorsală a scafoidului și suprafețele posterioare ale trapezului și trapezului.

7. *Ligamente interosose intrinseci dorsale și palmare.* Toate oasele aparținând aceluiași rând sunt conectate prin ligamente palmare și dorsale scurte, asigurând mișcarea sinergică. Spre deosebire de rândul distal, elasticitatea și aranjamentul ligamentelor din rândul proximal permit mobilitate scafolunară și lunotrichetrală independentă.

Oasele rândului proximal nu au inserții tendinoase directe (Fig. 10-2). De fapt, principalele tendoane responsabile de mobilitatea încheieturii mâinii sunt inserate fie în rândul distal [ulnar anterior *(flexor carpi ulnaris)* pe procesul uncinat al hamatului], fie pe bazele metacarpienelor: primul radial *(extensor carpi radialis longus)* pe spatele bazei celui de-al doilea metacarpian, al doilea radial *(extensor carpi radialis brevis)* pe spatele celui de-al treilea metacarpian, ulnar posterior *(extensor carpi ulnaris)* pe spatele celui de-al cincilea metacarpian, palmaris longus *(flexor carpi radialis)* pe suprafața anterioară a bazei celui de-al doilea metacarpian și abductor pollicis longus *(abductor pollicis longus)* pe suprafața dorsoradială a primului metacarpian. În afară de aceste tendoane, toți mușchii ale căror tendoane traversează articulația încheieturii mâinii sunt, de asemenea, responsabili într-un fel sau altul pentru mobilitatea încheieturii mâinii. Toate produc mai multă sau mai puțină flexie sau extensie și mai multă sau mai puțină deviație radială sau ulnară, în funcție de distanța lor față de cele două axe principale de mișcare (flexie-extensie și deviație radială-ulnară) (Fig. 10-3).

Cinematica articulației încheieturii mâinii

Întrucât încheietura mâinii este o structură complexă multiarticulară, toată mișcarea sa generală trebuie considerată rezultatul interacțiunii și acumulării mișcărilor care au loc în diferitele articulații componente. Înțelegerea cinematicii articulare a fiecăreia dintre aceste articulații este importantă deoarece facilitează interpretarea și tratamentul adecvat al multor afecțiuni ale încheieturii mâinii. Această secțiune va explica mișcările interne (mobilitatea intracarpiană) rezultate din contracția grupurilor musculare menționate anterior, împărțindu-le în două subsecțiuni: mișcarea de flexie-extensie și mișcarea de deviere radial-ulnară (numită și abducție-adducție).

Mișcarea de flexie-extensie

Aceasta se referă la mișcarea produsă în jurul unei axe transversale care permite palmei să fie adusă mai aproape sau mai departe de suprafața anterioară a antebrațului. Deși există variații individuale notabile, flexia activă a încheieturii mâinii, cu degetele extinse, rareori depășește 90° și este mult mai mică cu pumnul închis (în medie 65°). Extensia activă este ceva mai mică (în medie 80°), indiferent de poziția degetelor. Extensia pasivă este maximă (în medie 95°) atunci când există o ușoară deviere radială, în timp ce combinația dintre flexia pasivă și deviația ulnară cu degetele extinse poate ajunge la 125°.

Orice contracție musculară al cărei tendon este situat palmar față de axa transversală de rotație a încheieturii mâinii (axa de flexie-extensie) va produce un moment de forță de flexie asupra încheieturii mâinii, proporțional cu distanța dintre tendonul respectiv și axa menționată anterior. În mod similar, contracția unui tendon situat dorsal față de acesta va produce un moment de forță de flexie asupra încheieturii mâinii, proporțional cu distanța dintre tendonul respectiv și axa menționată anterior.

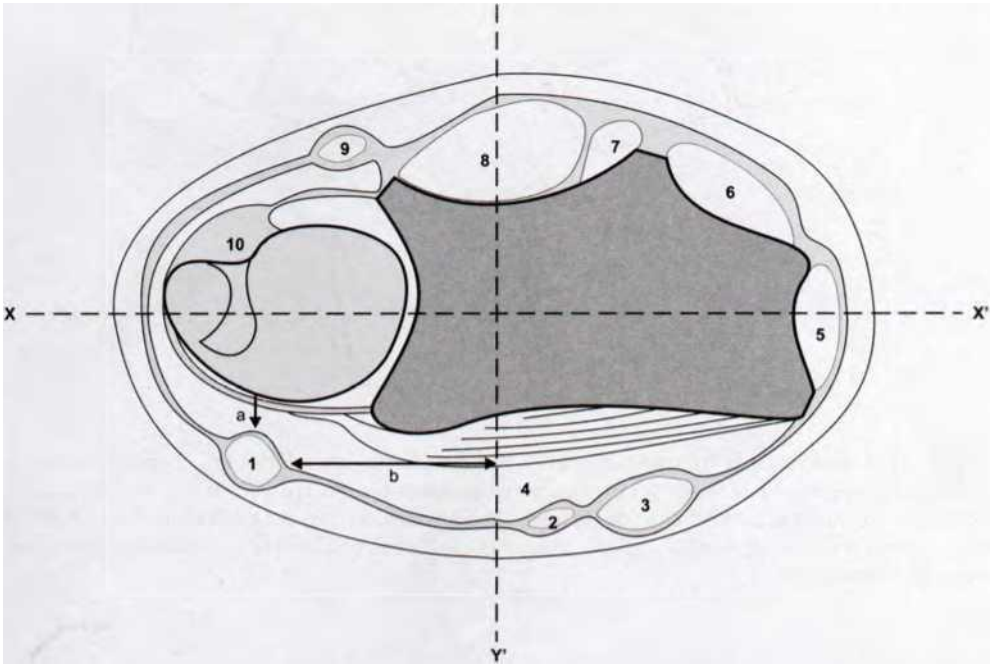


Figura 10-3. Secțiune transversală schematică a încheieturii mâinii la nivelul articulației radioulnare, inclusiv o proiecție a axelor de flexie-extensie (X-X') și deviație radial-ulnară (Y-Y') . Poziția diferitelor tendoane față de aceste axe determină funcția lor atunci când se contractă . Astfel, de exemplu, tendonul flexorului carpi ulnaris (1) va avea o acțiune flexoare proporțională cu distanța *a* și o acțiune adductor (înclinare ulnară) proporțională cu distanța *b; 2:* palmar minor; 3: palmar lung; 4: flexorii degetelor; 5: abductorul pulgarului scurt și extensorul lung al pulgarului; 6: extensori radiali I și II; 7: extensor lung al pulgarului; 8: extensorii degetelor ; 9: extensor digiti minimi; 10: extensor carpi ulnaris.

pentru extensie (Fig. 10-3). Deoarece tendoanele flexoare cele mai îndepărtate de această axă (flexorul carpului ulnar, palmaris longus și palmaris longus) sunt situate pe jumătatea medială a feței anterioare a încheieturii mâinii, nu este surprinzător faptul că contracția lor sinergică produce o puternică deviere ulnară în flexie-laterală a încheieturii mâinii. În mod similar, deoarece tendoanele cel mai bine poziționate pentru extensie (extensorul pollicis longus și extensorul radial lung și scurt al carpului) sunt situate pe jumătatea laterală a dorsului încheieturii mâinii, orice extensie implică de obicei o deviere radială relativă.

Mișcările de rotație își au originea întotdeauna în rândul distal și se produc în jurul unei axe care nu este fixă, ci, la fel ca în genunchi, își schimbă poziția pe măsură ce încheietura mâinii devine orizontală. Setul de axe parțiale de rotație converge de obicei în jurul marginii proximale a capului osului capitat.

În aceste mișcări, oasele rândului distal rămân strâns unite, ca și cum ar fi o singură unitate funcțională. Rândul proximal începe apoi să se flexeze, când scafoidul este comprimat de trapez spre partea palmară a încheieturii mâinii. Semilunarul și triquetrumul nu încep să se flexeze până când ligamentele interosose scafo-lunar și triquetrum nu sunt întinse. După cum au arătat diverse studii.

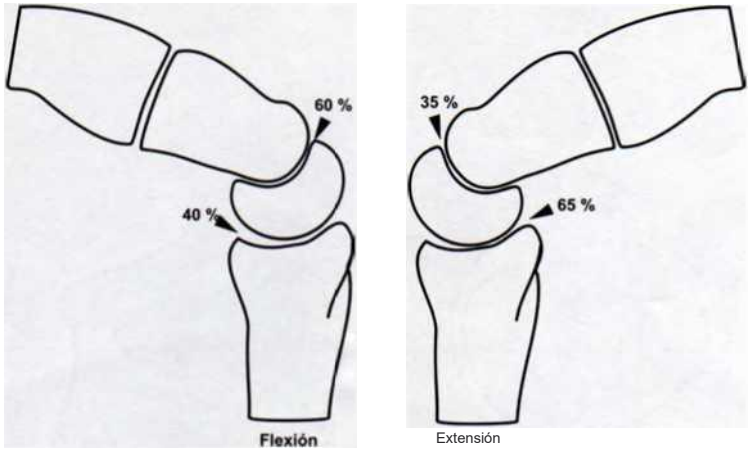


Figura 10-4. La nivelul articulației medio-columnare (radiolunato-capitată), distribuția mișcării generale a încheieturii mâinii între articulațiile radiocarpiene și mediocarpiene variază în funcție de faptul dacă se ia în considerare flexia sau extensia. Astfel, 60 *% din* flexia generală are loc la nivelul articulației mediocarpiene, în timp ce articulația radiocarpienă este mai activă în timpul extensiei.

Conform acestor studii, scafoidul, în această mișcare, se flectează în medie cu 55°, în timp ce semilunarul se flectează doar cu 45°, adică, în timpul mișcării de flexie, articulația scafo-lunară experimentează o rotație intrinsecă de aproximativ 10°.

Mișcarea de extensie începe, de asemenea, în rândul distal și se extinde la rândul proximal prin ligamentele intrinseci care traversează articulația mediocarpiană. Și aici, scafoidul are o amplitudine de mișcare mai mare, în medie de 56°, decât semilunarul, care are o medie de doar 31°.

Dacă luăm în considerare doar coloana centrală a carpului (osul radius-semilunat-capitat), în timpul mișcării de flexie există o rotație mediocarpiană mai mare (60 %) decât rotația radiocarpiană (40%), în timp ce în mișcarea de extensie două treimi din amplitudinea mișcării articulare a încheieturii mâinii are loc în articulația radiocarpiană, iar doar treimea rămasă rezultă din participarea mediocarpiană (Fig. 10-4).

Mișcarea de înclinare radial-ulnară (abducție-adducție)

Aceasta este o mișcare pe care încheietura mâinii o efectuează în jurul unei *axe anteroposteriori* , conform căreia mâna, poziționată anatomic, se deplasează spre sau departe de axa corpului. Deviația ulnară, sau adducția, aduce mâna spre corp, în timp ce deviația radială, sau abducția, o îndepărtează. Centrul de rotație pentru mișcările laterale ale încheieturii mâinii nu este, de asemenea, fix, ci mobil și este situat în jurul centrului capului capitat.

Intervalul de înclinare ulnară variază în funcție de metoda de măsurare utilizată. Dacă luăm al treilea metacarpian ca punct de referință, înclinarea ulnară ajunge cu ușurință la 30 sau 40°. Înclinarea radială, pe de altă parte, nu depășește 15°.

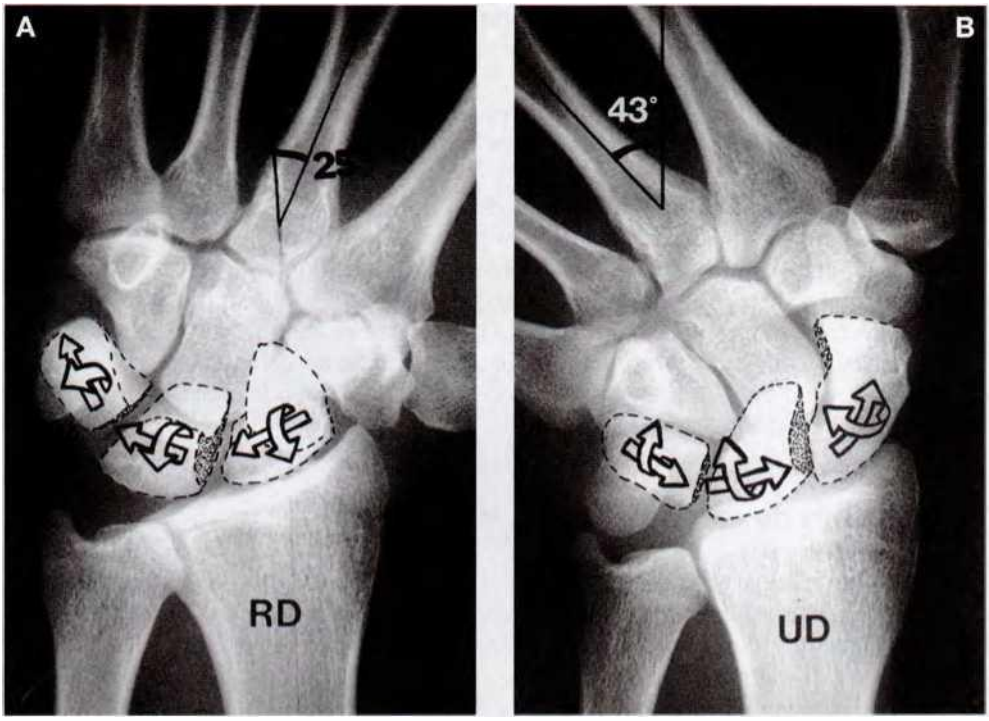


Figura 10-5. În curbura radială (RB), rândul proximal de oase carpiene alunecă spre partea ulnară în timp ce suferă un grad de flexie, în timp ce în curbura ulnară (UB), se mișcă lateral și se extinde. În ambele cazuri, mișcarea de extensie este de obicei însoțită de un grad de pronație a triquetrumului în curbura radială și a scafoidului în curbura ulnară. Acest lucru poate fi observat radiologic prin faptul că scafoidul este orizontal în curbura radială, în timp ce în curbura ulnară își afișează cea mai mare înălțime posibilă. (Amabilitatea lui M. Garcia-Elias. Articulația radiocarpiană: Anatomie și biomecanică. În: Copeland SA, Gschwend N, Landi A, Saffar P, eds. Rigiditatea articulară a membrului superior. Londra: Martin Dunitz, 1997; 135-142.)

Deviația ulnară apare atunci când flexorul ulnar al carpului se contractă sinergic cu flexorul ulnar al carpului. Mușchii care provoacă deviația radială, pe de altă parte, sunt mai numeroși: cei doi mușchi extensori radiali ai carpului, atunci când acționează sinergic cu palmaris longus, abductorul lung al pulpei și extensorul scurt și lung al pulpei (Fig. 10-3).

În timpul deviației ulnare, rândul distal de oase suferă o rotație în jurul unei axe anteroposterior care apropie baza celui de-al cincilea metacarpian de procesul stiloid al ulnei. Pentru a permite osului hamat să se apropie de ulnă, triquetrumul trebuie să efectueze o mișcare de extensie. Acest lucru este posibil datorită pantei dorsale pronunțate a articulației hamat-triquetrum și prezenței unor ligamente puternice pe fața anterioară a acestei articulații. Aceste ligamente împiedică hamatul să se subluxeze dorsal, extinzând astfel triquetrumul . Această mișcare de extensie este transmisă semilunarului prin intermediul ligamentelor interosose și este însoțită de o deplasare în plan frontal în direcția opusă celei a rândului distal (Fig. 10-5). Scafoidul urmează această mișcare de extensie nu numai datorită relației sale

cu semilunarul prin intermediul ligamentelor interosose, ci și datorită tracțiunii exercitate de ligamentele mediocarpiene intrinseci anterioare (Fig. 10-2). Aceasta explică de ce prezintă radiografic cea mai mare înălțime posibilă. Conform studiilor recente de laborator, în timpul deviației ulnare, semilunarul este deplasat radial cu 15 ° și se extinde în medie cu 5 °. Scafoidul, pe de altă parte, se extinde cu 8 ° și este deplasat radial cu 17°.

Înclinarea radială își are originea în trapez și oasele trapezoidale, care, pe măsură ce se apropie de procesul stiloid radial, exercită presiune asupra scafoidului, forțându-l să se flexeze. Această flexie poate fi observată radiologic: scafoidul pierde în înălțime și prezintă semnul inelar caracteristic în proiecția anteroposterioară. Această flexie este însoțită de o ușoară deplasare spre partea ulnară, care este urmată de restul rândului proximal. Drept urmare, triquetrumul pierde orice contact cu radiusul, iar hamatul, care urmează capitatul spre partea radială, pierde în mare măsură contactul cu triquetrumul (Fig. 10-5).

Transmiterea sarcinilor prin încheietura mâinii

Orice activitate manuală care necesită contracția unui mușchi al mâinii generează forțe axiale de compresie care se transmit oaselor antebrațului prin încheietura mâinii. Așa cum s-a demonstrat analitic și experimental, pe măsură ce aceste forțe progresează proximal, ele cresc datorită acțiunii diferiților mușchi și ligamente stabilizatori ai fiecărei articulații pe care o traversează. Un studiu și colab. au demonstrat că pentru fiecare kilogram de forță exercitată cu pumnul închis, carpul primește forțe de compresie cuprinse între 10 și 14 kg.

Având în vedere magnitudinea acestor forțe, este crucial ca acestea să fie distribuite între diferitele articulații intercarpiene pentru a preveni concentrări excesive de forță care ar putea duce la osteoartrita prematură din cauza suprasolicitării. La nivel carpian, distribuția forțelor nu depinde de originea lor (contracția musculară, forța externă aplicată unuia sau mai multor metacarpiene) și nici de magnitudinea lor. În orice caz, dacă încheietura mâinii este într-o poziție neutră, aproximativ 80% din forțele totale care ajung la încheietura mâinii sunt transmise radiusului și doar 20% sunt transmise prin complexul fibrocartilajului triunghiular către ulnă. În plus, din forțele totale transmise radiusului, aproximativ 60% trec prin articulația radioscafoidă și doar 40% prin fosa lunară. Cu toate acestea, aceste procente variază considerabil în funcție de diferitele poziții ale încheieturii mâinii. Astfel, de exemplu, fibrocartilajul triunghiular primește o sarcină mai mare în pronație decât în supinație, mai mare în înclinarea radială decât în înclinarea ulnară și mai mare dacă este un ulnă lung (variantă ulnară pozitivă) decât dacă este un ulnă scurt.

După cum s-a demonstrat în diverse studii care utilizează senzori de presiune intraarticulară, zona de contact dintre rândul proximal de oase și radius nu depășește 40% din suprafața totală a glenei radiale. Cu alte cuvinte, nu există o congruență articulară perfectă între suprafețele articulare ale condilului carpian și glenei radiale. În schimb, se stabilesc două zone de contact mici, circulare, una pentru semilunar și cealaltă pentru scafoid, separate printr-o bandă neportantă de 3 până la 6 mm. Aceste zone de contact își schimbă locația odată cu mișcările încheieturii mâinii: de exemplu, în timpul flexiei, contactul are loc în treimea anterioară a glenei

radiale și progresează dorsal pe măsură ce încheietura mâinii se extinde. Presiunile înregistrate în aceste zone portante pot ajunge...

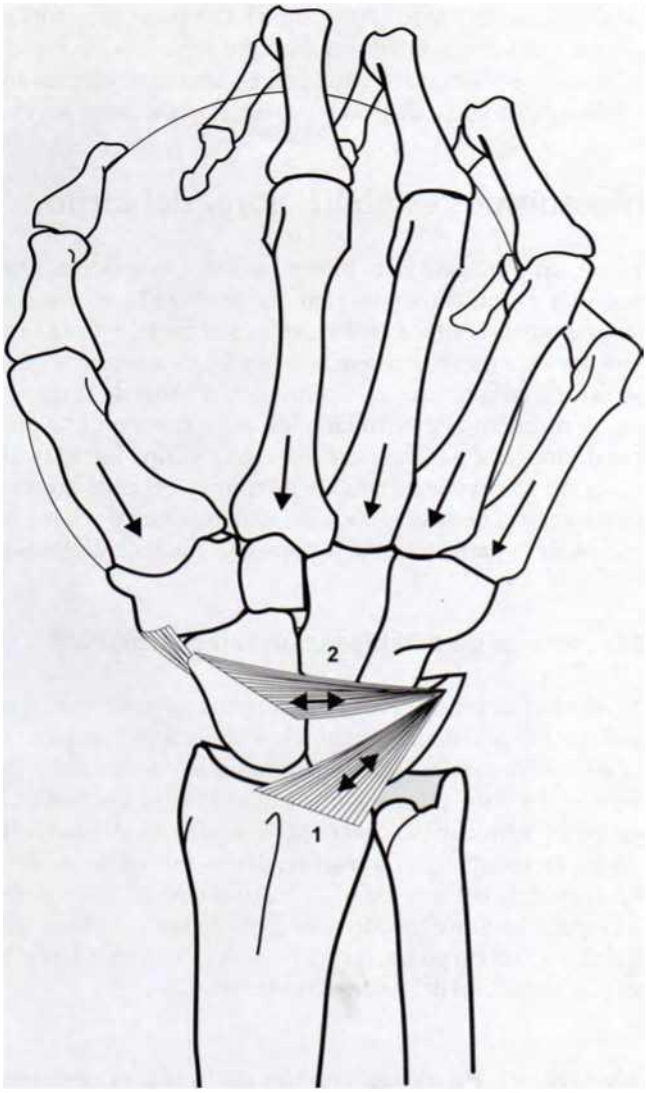


Figura 10-6. Sub sarcină axială, condilul carpian nu subluxează ulnar, datorită prezenței ligamentelor radiocarpiene palmar și dorsal (1), a căror oblicitate lateral-internă și proximal-distală este perfect concepută pentru a preveni o astfel de instabilitate. De asemenea, aranjamentul transversal al ligamentului transvers carpian dorsal (2), împreună cu acțiunea ligamentelor interosos scafolunar și lunotrichetral, este deosebit de eficient în prevenirea separării dintre oasele rândului proximal atunci când acesta este comprimat de oasele capitat și hamat.

Oasele semilunare care cedează sunt trase de scafoid într -o flexie palmară anormală, în timp ce triquetrumul tinde să migreze proximal. Acestea constituie instabilități disociative luno-triquetrale.

Mecanismul de stabilizare mediocarpiană

Așa cum s-a explicat anterior, scafoidul tinde să se flecteze sub sarcină axială. Dacă scafoidul se flectează, trapezul tinde să se deplase palmar. Musculul hamat , pe de altă parte, din cauza oblicității dorsale a articulației hamat-triquetrale, este forțat să se deplase dorsal. Această tendință a trapezului și a musculului hamat de a se deplasa în direcții opuse generează o rotație axială (pronație) a rândului distal.

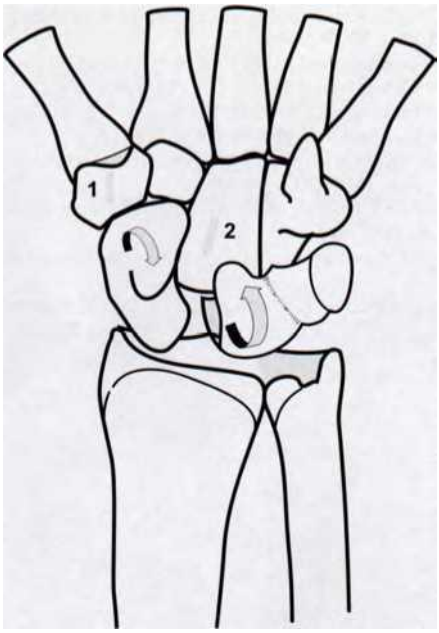


Figura 10-7. Reprezentare schematică a unei disocieri scafolunare. În condiții normale, scafoidul, datorită oblicității sale față de axa antebrațului, tinde să se flexeze sub sarcină axială (1) , în timp ce semilunarul și triquetrumul tind să se extindă. Dacă ligamentele interosose scafolunare sunt complet lezate, scafoidul se va prăbuși în flexie, în timp ce semilunarul și triquetrumul se vor extinde anormal. În astfel de situații, apare adesea o diastază scafolunară, cauzată de migrarea proximală a osului capitat (2).

În ceea ce privește rândul proximal, leziunea ligamentelor care limitează rotația axială declanșează o situație de instabilitate mediocarpiană nedisociativă, caracterizată printr-o pierdere a coordonării între mișcările rândurilor proximal și distal. Rândul proximal adoptă o flexie palmară anormală care se corectează doar la deviația ulnară maximă, producând un sunet de clic articular foarte caracteristic.

Mecanism de stabilizare a rândului distal

Așa cum este descris în explicația cinematicii articulației carpiene, există foarte puțină mobilitate între elementele care formează rândul distal. Sub sarcină axială, întregul rând se mișcă ca și cum ar fi un singur bloc osos. Stabilitatea sa transversală este asigurată de ligamentele interosose palmare și dorsale. Ruptura acestor ligamente, în general traumatică , provoacă cazuri de instabilitate semnificativă, denumită disociere distală (sau axială) a oaselor rândului distal.

, stabilitatea este o caracteristică esențială a încheieturii mâinii, implicând fiecare element anatomic al acesteia: oase, ligamente, capsule și mușchi/tendoane. Fiecare dintre acestea contribuie la obținerea stabilității. Dacă unul dintre ele cedează, iar celelalte nu pot compensa cumva deficiența, echilibrul necesar pentru transmiterea corectă a sarcinii este perturbat, rezultând un tip sau altul de instabilitate, în funcție de mecanismul afectat.

LITERATURĂ

An KN, Chao EYS, Cooney WP. Forțe în mâna normală și anormală. J Orthop Res 1985; 3: 202-211.

De Lange A, Kauer JMG, Huiskes R. Comportamentul cinematic al articulației pumnului uman: o analiză roentgen-stereo-fotogrametrică . J Orthop Res 1985; 3:56-64.

Ekenstam FW, Palmer AK, Glisson RR. Încărcarea asupra radiusului și ulnei în diferite poziții ale încheieturii mâinii și antebrațului. Un studiu pe cadavre. Acta Orthop Scand 1984; 55:363-365.
Garcia-Elias M. Analiza cinetică a stabilității carpiene în timpul prizei. Hand Clinics 1997; 13: 151-158.
Garcia-Elias M. Las inestabilidades del carpo. Rev Ortop Traum 1990; 34IB: 704-713.
Kauer JMG. Mecanismul articulației carpiene. Clin Orthop 1986; 202:16-26.
Linscheid RL. Considerații cinematice ale încheieturii mâinii. Clin Orthop 1986; 202:27-39.
Linscheid RL, Dobyns JH, Beabout JM, Bryan RS. Instabilitatea traumatică a încheieturii mâinii: diagnostic, clasificare și patomecanică. J Bone Joint Surg 1972; 54A: 1612-1632.
Ruby LK, Cooney WP, An KN, Linscheid RL, Chao EYS. Mișcarea relativă a anumitor oase carpiene: o analiză cinematică a încheieturii mâinii normale. J Hand Surg 1988; 13A: 1-10.
Sarrahan SK, Melaned JL, Goshgarian GM. Studiu al mișcării încheieturii mâinii în flexie și extensie. Clin Orthop 1977; 126:153-159.
Viegas SF, Tencer AF, Cantrell J și col. Caracteristicile transferului de sarcină la încheietura mâinii. Partea I. Articulația normală. J Hand Surg 1987; 12A: 971-978.

Capitolul 11

Biomecanica mâinii

VM Leal Serra și JC González Casanova

S-a spus, și poate pe bună dreptate, că omul a reușit să domine restul speciilor vii de pe pământ datorită creierului și mâinilor sale, iar aceasta se datorează existenței unui deget mare opozabil, întrucât funcția principală a mâinii este prehensiunea și dacă de la penseta crustaceului până la mâna maimuței acestea execută o opoziție, niciuna nu o poate realiza cu subtilitatea și precizia de care este capabilă mâna umană.

Mâna este, de asemenea, un organ senzorial esențial pentru înțelegerea volumelor și distanțelor și transmite interpretarea și evaluarea informațiilor pe care le primește către cortexul cerebral.

Topoare pentru degete

Când permitem mâinii să-și asume poziția naturală (Fig. 11-1A), degetele sunt ușor separate una de cealaltă, iar axa degetelor trece prin degetul mijlociu, care servește drept punct de referință de la care celelalte degete se apropie sau se separă. În această poziție, există paralelism între axele ultimelor trei degete și divergență între cele ale primelor trei.

Când degetele sunt separate (Fig. 11-1B), axa fiecărui deget converge într-un punct care corespunde aproximativ tuberculului scafoidului. În mână, mișcările de abducție și adducție nu se observă în raport cu mișcările si.

metrie corporală, dar în raport cu mișcările față de axa mâinii care trece prin al treilea metacarpian și degetul mijlociu care rămâne imobil; vorbim atunci despre mișcări de apropiere sau de separare a degetelor.

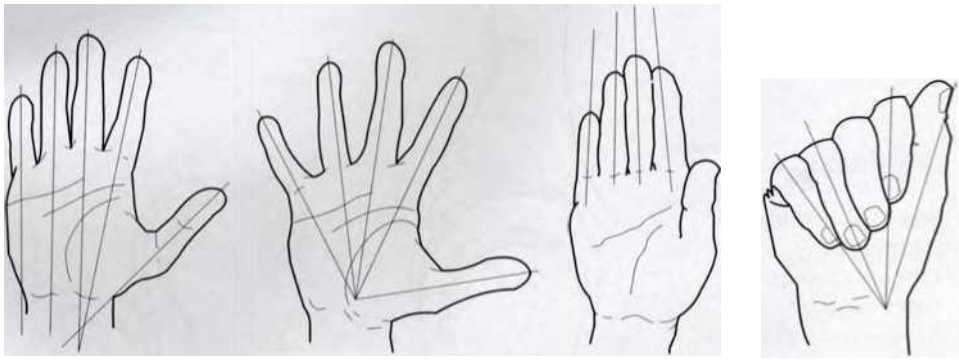


Figura 11-1. Ejes de los dedos.

Când degetele sunt apropiate (fig. 11-1C), axele lor nu sunt paralele între ele, ci converg ipotetic într-un punct situat departe de marginea lor liberă, deoarece degetele sunt mai late la bază decât la vârf.

Când se strânge pumnul, cu vârful degetelor extins și degetul mare în adducție (Fig. 11 - ID), axele degetelor converg într-un punct situat la baza palmei. Este important de menționat că, în acest caz, axa degetelor corespunde degetului arătător, iar de acolo devine din ce în ce mai oblică până ajunge la degetul mic. Această dispunere este esențială pentru ca toate degetele să mențină aceeași opoziție față de degetul mare și să efectueze o priză eficientă prin pinch, permițând funcția principală a mâinii, care este prinderea.

Articulațiile metacarpofalangiene

Articulațiile metacarpofalangiene (Fig. 11-2) sunt de tip condilar și, prin urmare, permit mișcări active de flexie-extensie palmară și dorsală, abducție și adducție, precum și mici mișcări pasive de rotație axială.

Capul metacarpianului, convex în ambele direcții (1), prezintă o suprafață articulară mult mai lată decât baza concavă a primei falange (2); dar pentru a obține o stabilitate mai mare, există un fibrocartilaj glenoid (3) care se inserează în suprafața palmară a bazei falangei cu o mică crestătură ce servește drept balama (4). Astfel, în timpul extensiei este în contact cu capul metacarpianului, mărind suprafața articulară, iar în mișcările de flexie, fibrocartilajul alunecă peste suprafața palmară a metacarpianului, rotindu-se pe balamaua sa, ceea ce permite întreaga amplitudine a mișcărilor.

Pentru stabilizarea articulației și asigurarea mișcărilor articulare, o anumită laxitate a capsulei articulare și a sinoviei este indispensabilă (5 și 6) împreună cu acțiunea ligamentelor laterale care se întind în extensie și se contractă în flexie, împiedicând mișcările laterale atunci când aceste articulații sunt flectate.

Flexia activă atinge aproape 90° la degetul arătător și crește progresiv până la degetul mic atunci când toate degetele sunt flectate simultan, deoarece flexia izolată a unui deget este limitată de ligamentul palmar interdigital.

Extensia activă poate ajunge la 30 până la 40° în funcție de variațiile fiziologice individuale , ajungând până la 90° de extensie pasivă în cazurile de laxitate ligamentară evidentă.

Degetul arătător are o gamă mai largă de mișcări de abducție și adducție, care pot ajunge la aproximativ 30°, efectuate independent de celelalte degete. Acest lucru, combinat cu mișcările de flexie și extensie, are ca rezultat mișcări de circumducție. Datorită acestei mobilități privilegiate, degetul arătător a primit denumirea de „indicator".

Articulațiile metacarpofalangiene, fiind de tip condilar, nu au mișcări active de rotație axială; cu toate acestea, la persoanele cu laxitate ligamentară, acestea pot atinge o rotație axială pasivă de până la 60°.

La degetul arătător, rotația axială internă poate ajunge la 45°, în timp ce rotația axială externă este practic zero.

Articulațiile interfalangiene

Articulațiile interfalangiene sunt de tip trohlear și permit un singur tip de mișcare, și anume flexia-extensia.

Ca și în articulațiile metacarpofalangiene, suprafața articulară prezentată de capul primei falange este mult mai mare decât cea a bazei celei de-a doua falange, astfel din aceleași motive biomecanice, la baza celei de-a doua falange există un fibrocartilaj glenoid care în momentul flexiei alunecă peste suprafața palmară a falangei proximale.

Fațeta articulară a capului primei falange are formă de scripete, iar fațeta articulară a bazei celei de-a doua falange are două mici cavități glenoide care se potrivesc cu fațetele trohleei.

Ligamentele laterale se contractă în timpul flexiei, ceea ce, combinat cu o lărgire a scripetelui falangeal, crește tensiunea ligamentară și oferă un suport mai solid bazei falangei distale. Prin urmare, mișcările laterale la nivelul articulațiilor interfalangiene proximale sunt neglijabile.

Flexia activă a articulațiilor interfalangiene proximale depășește 90°, crescând de la al doilea la al cincilea deget, ajungând la 135° la degetul mic.

Flexia activă a articulațiilor interfalangiene distale este puțin mai mică de 90°, dar, ca și în cele anterioare, crește de la degetul arătător până la atingerea 90° la degetul mic.

Extensia activă a articulațiilor interfalangiene este nulă, deși în articulațiile distale poate exista o mișcare minimă de aproximativ 5 [sau], întotdeauna supusă variațiilor individuale.

Extensia pasivă este nulă în articulațiile interfalangiene proximale, dar poate ajunge la 30° în articulațiile interfalangiene distale, în special la persoanele cu laxitate ligamentară sau în anumite profesii care necesită o suprasolicitare constantă a acestor articulații în extensie.

Mișcările laterale pasive pot ajunge la 5 [sau] în articulațiile interfalangiene distale, dar sunt nule în cele proximale, unde stabilitatea laterală condiționează practic puterea de prindere a mâinii.

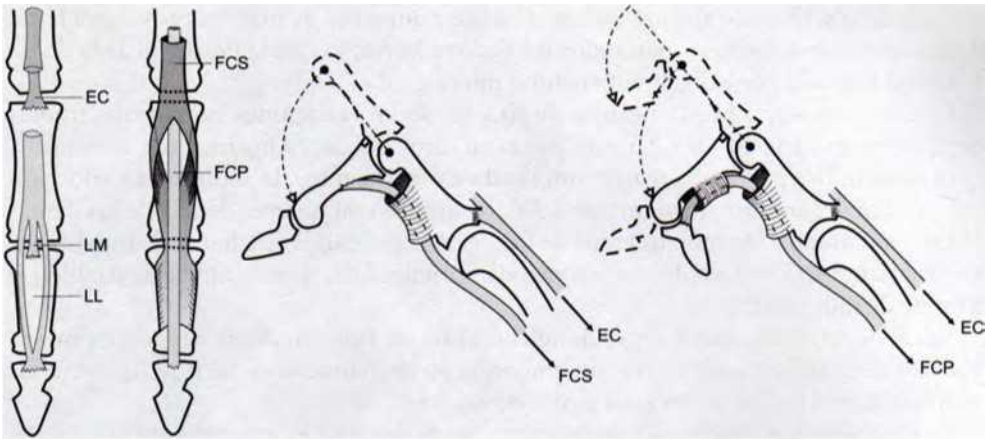


Figura 11-3. Tendoanele mușchilor flexor și extensor ai degetelor. EC: extensor comun; FCS: flexor superficial comun; FCP: flexor profund comun; LM: alunecare medială; LL: alunecare laterală.

Tendoanele mușchilor flexori ai degetelor

Toți mușchii antebrațului, cu excepția pronatorului rotund, supinatorului și brahialului, trec prin articulația pumnului mâinii și articulațiile metacarpofalangiene. Mușchii tendonului flexor al degetelor își au originea la epicondilul medial al humerusului și se îndreaptă spre suprafața palmară.

Flexorul profund comun al degetelor se inserează în baza celei de-a treia falange, după ce - perforează flexorul superficial comun care se divide în două limbi la nivelul articulației metacarpofalangiene pentru a se insera distal în fețele laterale ale celei de-a doua falange (Fig. 11-3).

Ar părea mai simplu ca tendonul profund să se termine la a doua falange, iar tendonul superficial la a treia, fără a fi nevoie să se intersecteze. Cu toate acestea, din punct de vedere biomecanic, unghiul de tracțiune, sau unghiul de abordare, este mai mare în această configurație anatomică decât dacă fiecare tendon ar fi în contact cu scheletul până la inserția sa terminală. Acest lucru crește forța de flexie a articulațiilor interfalangiene, ceea ce explică de ce tendonul care se desparte este cel superficial și nu cel profund.

Flexorul superficial al degetelor este flexorul celei de-a doua falange datorită inserției sale pe suprafețele laterale ale celei de-a doua falange și, prin urmare, nu are nicio acțiune asupra celei de-a treia falange. Acționează asupra primei falange doar atunci când a doua este deja complet flexată. Atinge forța maximă atunci când prima falange este extinsă prin acțiunea extensorului lung al degetelor și poate susține greutăți care depășesc greutatea corporală, așa cum se întâmplă la alpiniști atunci când se agață de un perete folosind doar degetele.

Flexorul profund al degetelor se inserează la baza celei de-a treia falange; prin urmare, este singurul responsabil pentru flexarea celei de-a treia falange. Cu toate acestea, în mișcările normale ale mâinii, flexia celei de-a treia falange necesită flexia celei de-a doua falange, deoarece nu există un extensor selectiv capabil să o susțină. Astfel, flexia activă a flexorului profund al degetelor izolat trebuie evaluată cu a doua falange menținută în extensie. Forța sa maximă este atinsă atunci când prima falangă este extinsă, prin contracția extensorului profund al degetelor.

Tendoanele flexori sunt înfășurate într-o teacă cilindrică ce conține lichid sinovial, care acționează ca un lubrifiant pentru a preveni sau reduce frecarea în timpul mișcărilor tendoanelor împotriva proeminențelor osoase sau în punctele de angulație articulară.

Tendoanele mușchilor extensori ai degetelor

Mușchii tendinoși extensori ai degetelor își au originea la epicondilul humeral și se întind spre suprafața dorsală. Sunt mușchi extrinseci care trec prin șanțurile de la încheietura mâinii și pe sub ligamentul inelar posterior al carpului.

Extensorul comun al degetelor este doar un extensor al primei falange de pe metacarpian, indiferent de poziția încheieturii mâinii, și se realizează prin expansiunea profundă a tendonului, diferențiat de capsula articulară, pentru a se insera în baza primei falange (fig. 11-3).

Acțiunea sa asupra falangei a doua, prin intermediul limbii medii, și asupra falangei a treia, prin intermediul limbilor laterale, depinde de poziția încheieturii mâinii și de gradul de flexie a articulației metacarpofalangiene.

Extensorul degetelor propriu și extensorul degetelor mici sunt uniți cu extensorul comun al degetelor, dar permit extensia izolată a degetelor arătător și mic cu celelalte degete în flexie.

Acțiunea mușchilor interosoși și lombricali (fig. 11-4)

Sunt esențiale pentru efectuarea mișcărilor laterale și de flexie-extensie ale degetelor .

Mișcările laterale depind de direcția corpului muscular, astfel încât atunci când este îndreptat spre axa mâinii, precum mușchii interososi dorsali, sunt responsabili de abducția degetelor. Când este îndreptat în direcția opusă axei mâinii, precum mușchii interososi palmari , determină adducția degetelor.

Acțiunea sa asupra flexiei și extensiei degetelor este cea mai importantă din punct de vedere biomecanic , deoarece funcția principală a mâinii, care este prinderea, depinde de complexitatea acesteia.

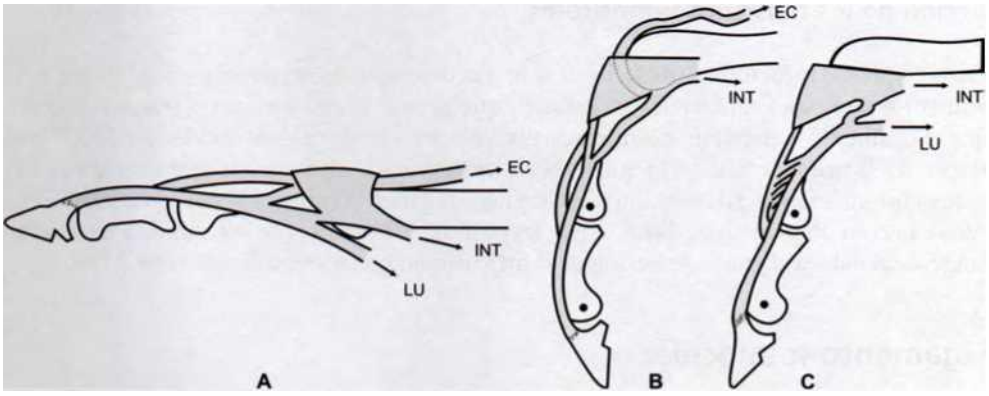


Figura 11-4. Acțiunea mușchilor interosoși și lumbricali. EC: extensor comun; INT: interosos ; LU: lumbricali.

Extensia degetelor se realizează printr-o acțiune sinergică-antagonistă combinată între extensorul comun al degetelor, interosos, lombricali și flexorul superficial comun.

Acțiune comună a extensiei

Extensorul comun al degetelor extinde prima falange și acționează asupra celei de-a doua și a treia falange doar atunci când articulațiile încheieturii mâinii și metacarpofalangiene sunt în flexie.

Acțiunea mușchilor interosoși

Mușchii interosoși sunt flexori ai primei falange și extensori ai celei de-a doua și a treia, în funcție de gradul de flexie a articulațiilor metacarpofalangiene și de tensiunea extensorului comun al degetelor.

Când articulația metacarpofalangiană este în extensie, prin acțiunea extensorului comun, învelișul dorsal al interosoșilor se află pe spatele gâtului primului metacarpian, astfel încât mușchii interosoși pot încorda expansiunile laterale și astfel pot extinde falangele a doua și a treia (Fig. 1 1-4A).

Când articulația metacarpofalangiană este flectată, datorită relaxării extensorului comun , învelișul dorsal al mușchilor interososi alunecă peste suprafața dorsală a bazei primei falange pe o distanță de aproximativ 7 mm. În consecință, mușchii interososi, acționând direct asupra învelișului dorsal, flexează cu forță prima falange, dar expansiunile laterale sunt relaxate de învelișul dorsal și, prin urmare, își pierd acțiunea extensorică asupra celei de-a doua și a treia falange (Fig. 11-4B).

Conform lui Bunnel, există un echilibru sinergic între acțiunea extensorului comun și a interososilor asupra falangei a doua și a treia, astfel încât atunci când articulația metacarpofalangiană este flectată la 90°, acțiunea extensorică a interososilor asupra falangei a doua și a treia este neglijabilă, iar acțiunea extensorului comun este maximă. Dar când articulația metacarpofalangiană este extinsă, acțiunea extensorului comun asupra falangei a doua și a treia este neglijabilă.

Acțiunea mușchilor lombricali

Acești mușchi intrinseci mici ai mâinii joacă un rol esențial în mișcările de flexie-extensie ale degetelor. Deoarece sunt situați pe un plan mai palmar decât ligamentul intermetacarpian transvers, au un unghi de incidență de 35° față de prima falange, permițându-le să o flexeze chiar și atunci când aceasta este în hiperextensie. În plus, inserția lor distală nu este pe suprafața dorsală, precum mușchii interososi, ci pe un plan mai distal, ceea ce le permite să extindă a doua și a treia falange indiferent de gradul de flexie al articulației metacarpofalangiene (Fig. 11-4C).

Ligamentul retinacular

Descris de Landsmeer în 1949, acest ligament este situat de o parte și de alta a articulației interfalangiene proximale, fără nicio conexiune musculară. Se inserează pe suprafața palmară a primei

falange și se întinde spre tendoanele extensorilor laterali de pe suprafața dorsală a celei de-a doua falange, trecând anterior de axa articulației interfalangiene proximale, adică de-a lungul suprafeței sale palmare. Astfel, extensia articulației interfalangiene proximale tensionează ligamentul retinacular și provoacă automat extensia articulației interfalangiene distale la mijlocul distanței.

În situații patologice, acțiunea acestui ligament este responsabilă de deformarea *butonieră* în leziunile aparatului extensor la nivelul articulației interfalangiene proximale, precum și de hiperextensia articulației interfalangiene distale în gradul patru al bolii Dupuytren.

Mușchii eminenței hipotenare

În eminența hipotenară găsim trei mușchi care acționează direct asupra degetului mic: oponentul degetelor mici, flexorul scurt al degetelor mici și adductorul degetelor mici.

Adversarul degetului mic acționează asupra celui de-al cincilea metacarpian, producând o - mișcare de flexie și rotație în jurul axei sale longitudinale, astfel încât porțiunea sa anterioară este îndreptată spre exterior, spre degetul mare. Prin urmare, este adevăratul adversar al degetului mic, așa cum indică și numele său.

Flexorul degetelor mici (flexorul degetelor mici) flectează prima falangă pe primul os metacarpian , separând simultan degetul mic de axul mâinii.

Adductorul degetului mic are aceeași acțiune ca și flexorul degetului mic. Prin urmare, sunt abductori ai degetului mic în raport cu axa mâinii. De asemenea, sunt flexori ai primei falange și extensori ai celei de-a doua și a treia falange, într-o acțiune similară cu cea a interososilor dorsali.

Articulația trapeziometacarpiană

Aceasta este o articulație de bază în biomecanica policelui, care integrează așa-numita coloană osteoarticulară a policelui, compusă din scafoid, trapez, primul metacarpian și prima și a doua falange.

Este formată de fațeta articulară inferioară a trapezului, un os situat între scafoid și primul metacarpian, care este concav transversal și convex anteroposterior. Această fațetă, definită clasic ca fiind „în formă de șa", se articulează cu capătul proximal al primului metacarpian (Fig. 11-5).

Primul metacarpian, care este cel mai scurt din mână și are un corp dorsopalmar mai plat decât celelalte, reprezintă prima falanga a celorlalte degete. Fațeta sa articulară pentru trapez este, de asemenea, concavă într-o direcție și convexă în cealaltă.

Mușchiul trapez conține inserțiile mușchilor oponens pollicis, flexor pollicis brevis și abductor pollicis brevis și, ocazional, abductor lung pollicis.

Mușchii abductor pollicis longus, extensor pollicis brevis și primul mușchi interosoși dorsal se inserează la baza primului metacarpian.

Această articulație de ancorare reciprocă, cu suprafețe articulare în formă de șa, permite degetului mare să se orienteze în raport cu restul mâinii în toate planurile spațiului, deoarece trapezul este fix și singurul care se mișcă este primul metacarpian.

Mișcările pe care le face degetul mare prin articulația trapeziometacarpiană sunt antepulsia și retropulsia și adducția și abducția.

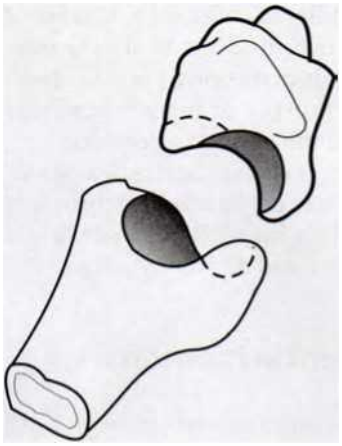


Figura 11-5. Articulația trapeziometacarpiană.

1. *Mișcări de protracție și retracție.* Numite și antepoziție și retropoziție. În aceste mișcări, primul metacarpian se deplasează înainte sau înapoi, iar degetul mare este poziționat deasupra palmei în antepoziție și la același nivel cu palma în retropoziție; amplitudinea acestei mișcări este de 50 până la 90°.

2. *Mișcări de adducție și abducție.* În aceste mișcări, primul os metacarpian se deplasează în jos în timpul adducției, apropiind degetul mare de mână, în timp ce în abducție, primul os metacarpian se deplasează în sus, îndepărtând degetul mare de mână. Amplitudinea acestor mișcări este de 40 până la 50°.

Articulația metacarpofalangiană a policelui

Este o articulație condilară, care teoretic permite două tipuri de mișcări, dar de fapt efectuează și mișcări de rotație axială atât active, cât și pasive , ceea ce îi conferă o mare importanță, deoarece aceste mișcări nu sunt frecvente în articulațiile de acest tip.

Ca și în articulațiile metacarpofalangiene ale celorlalte degete, capul primului metacarpian are o suprafață de contact articular mult mai mare decât baza primei falange, dar și aceasta se extinde pe partea sa palmară prin fibrocartilajul glenoid care are aceeași misiune de a-și lărgi suprafața articulară fără a împiedica amplitudinea mișcărilor, alunecând peste partea palmară a primei falange.

Ceea ce distinge articulația metacarpofalangiană a policelui este prezența a două oase sesamoide în lama palmară, unde se inserează ligamentele metacarpoglenoidiene. Ligamentele laterale rămân relativ laxe în timpul extensiei articulare, în timp ce în timpul flexiei devin strâns întinse.

Flexia articulației metacarpofalangiene a policelui atinge doar 75-80°, iar extensia este nulă, chiar pasivă, în condiții normale.

Mișcări laterale nu există în această articulație, dar absența lor este compensată în mare măsură de marea mobilitate a articulației trapezio-metacarpiene care permite toate mișcările în spațiu, primul metacarpian fiind marele beneficiar, deoarece trapezul este imobilizat în al doilea rând al carpului.

Mișcările de rotație axială, chiar și cele active, sunt cele care dau caracter acestei articulații, deoarece nu sunt mișcări normale în articulațiile condiliene.

Articulația interfalangiană a degetului mare

Este de tip trohlear ca și restul articulațiilor interfalangiene și permite doar mișcări de flexie-extensie.

Flexia este foarte limitată, atingând nu mai mult de 75-80°.

Extensia activă este de aproximativ 5 până la 10°; dar hiperextensia pasivă poate fi foarte evidentă, ajungând până la 30° la anumite profesii, cum ar fi sculptorii sau olarii care folosesc degetul mare pentru a modela.

Acțiunea mușchilor extrinseci ai degetului mare

Abductorul lung al pollicisului este cel mai anterior dintre toate tendoanele din tabăra anatomică. Acesta deplasează primul metacarpian înainte și în exterior, abducând astfel degetul mare, dar în principal flexând primul metacarpian.

Mușchiul extensor pollicis brevis realizează extensia primei falange, dar le trage pe amândouă direct în exterior, devenind astfel adevăratul abductor al policelui.

Extensorul lung al policelui este extensorul celei de-a doua falange a policelui pe primul și extensorul primei falange pe primul metacarpian, dar la rândul său aduce primul metacarpian spre interior și înapoi, deci este și un adductor și extensor al primului metacarpian.

Mușchiul flexor pollicis longus este de fapt un flexor al celei de-a treia falange de pe prima, jucând un rol de neînlocuit în această mișcare.

Acțiunea mușchilor intrinseci ai degetului mare

Mușchiul adductor al policelui acționează asupra tuturor celor trei oase ale degetului mare. Nu acționează asupra primului metacarpian; acțiunea sa depinde de poziția primului metacarpian. Acționează ca adductor atunci când primul metacarpian este în abducție maximă. Acționează ca abductor atunci când primul metacarpian este în adducție maximă. Acționează ca antepulsor atunci când primul metacarpian este în retracție maximă. Acționează ca retropulsor atunci când primul metacarpian este în antepulsie.

Pe prima falangă efectuează flexia, deviația ulnară și rotația axială externă. Pe a doua falangă efectuează extensia, deoarece inserțiile sale terminale sunt comune cu cele ale primului mușchi interosos.

Primul mușchi interosos palmar efectuează adducția, flexia primei falange și extensia celei de-a doua.

Mușchiul oponent al degetului mic joacă un rol stabilizator în mână, deoarece efectuează acțiuni simetrice cu cele ale mușchiului oponent al degetului mic, cum ar fi flexia primului metacarpian, adducția primului metacarpian către al doilea și rotația axială în direcția pronației. Numele său este potrivit, deoarece toate cele trei acțiuni ale sale sunt necesare pentru opoziție.

Mușchiul abductor scurt al policelui are funcții multiple: adducția și protractia primului - metacarpian pe carp, flexia falangei proximale cu înclinare externă și rotație axială și extensia falangei distale pe falanga proximală. Contracția sa poziționează perna degetului mare în opoziție cu degetele arătător și mijlociu, ceea ce îl face un mușchi esențial pentru opoziție.

Flexorul scurt al pollicisului flectează prima falanga pe metacarpian, dar în același timp acțiunea sa de adducție și rotație axială sunt foarte pronunțate.

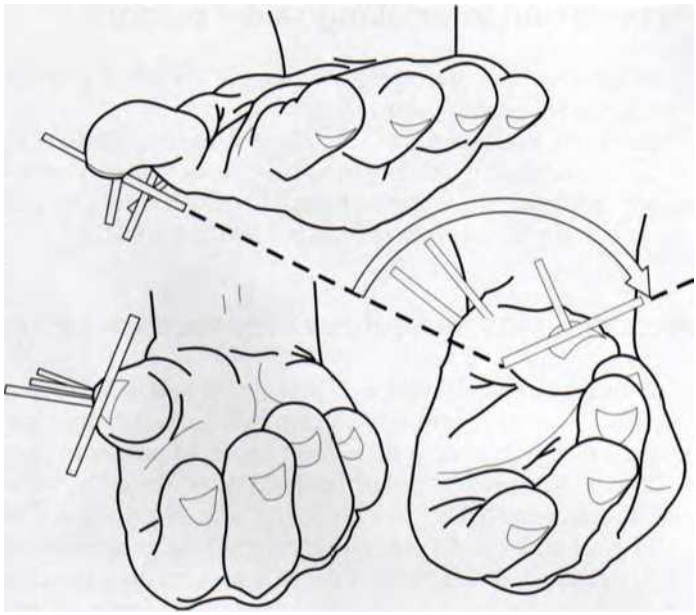


Figura 11-6. Movimientos de oposición del pulgar.

Mișcări de opoziție ale degetului mare (fig. ii-6)

Funcția principală a mâinii este prinderea. Aceasta se realizează prin capacitatea degetului mare de a se opune celorlalte degete într-o priză puternică, de la degetul arătător la degetul mic, cu intensitate egală, datorită mișcărilor coordonate ale mușchilor eminenței tenare și deviației ulnare a degetelor flexate, ceea ce facilitează alinierea axelor acestora către vârful degetului mare.

Opoziția degetului mare rezultă din coordonarea mai multor mișcări, inclusiv protracția și adducția primului metacarpian, împreună cu rotația axială a primului metacarpian și a falangei proximale. Datorită acestei rotații axiale, degetul mare, pornind dintr-o poziție complet extinsă cu palma larg deschisă, se deplasează într-o poziție intermediară opusă degetului arătător și se termină în opoziție maximă, intrând în contact cu degetul mic. Dacă observăm planul unghiei, vom vedea că degetul mare s-a rotit între 90 și 120 de grade.

Degetul mare este cel mai important deget al mâinii datorită mobilității și forței sale, dar mai ales pentru capacitatea sa de neînlocuit de a se opune în mod egal fiecăruia dintre celelalte două degete și palmei. O retracție a primei comisuri care plasează primul metacarpian în retropoziție, chiar păstrând mobilitatea falangelor, face ca degetul mare să fie un deget scurt și deosebit de ineficient.

Funcțiile mâinii (fig. n-7)

Mâna are multiple funcții, cea mai importantă fiind atingerea, care este o funcție senzorială, și prinderea, care este o funcție motorie.

Poziția elementelor mobile ale mâinii pentru prinderea obiectelor și adaptarea la forma acestora prezintă numeroase combinații. Există mai multe modalități de prindere în

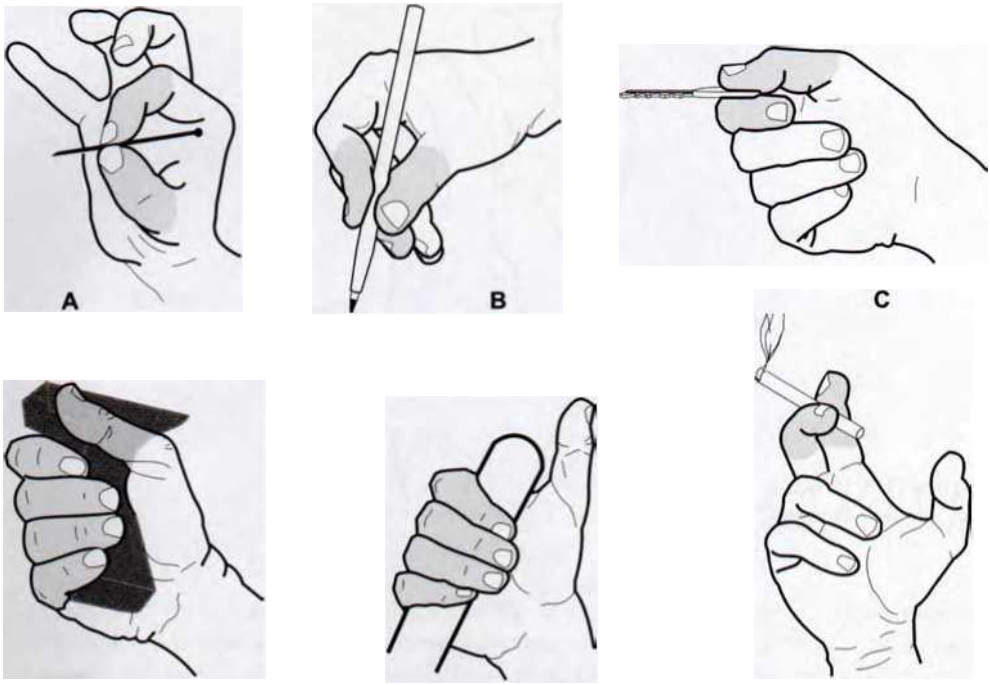


Figura 11-7. Modalidades de prensión.

O mână normală prezintă două tipuri de priză: prize de forță, în care degetele țin obiectele în palmă, și prize de precizie, efectuate de degete cu sau fără implicarea palmei. Fiecare tip de priză este descris mai jos.

Priza terminală a degetelor (Fig. 11-7A) se realizează prin opunerea vârfului degetului mare cu vârfurile celorlalte degete, în special cu degetul arătător sau, în lipsa acestuia, cu degetul mijlociu. Este o priză de precizie utilizată pentru a prinde obiecte foarte mici, cum ar fi un fir de păr sau un ac, și necesită ca toate elementele mâinii să fie în perfectă stare de funcționare, inclusiv articulațiile, ligamentele și tendoanele . În acest caz, flexorul lung al degetelor fixează a treia falangă în flexie, iar flexorul lung al policelui face același lucru pentru a treia falangă a degetului mare.

Priza subterminală a degetelor (Fig. 11-7B) se realizează prin opunerea degetului mare cu oricare dintre celelalte degete, folosind suprafața palmară a vârfului degetului. Este, de asemenea, o priză de precizie utilizată pentru a manipula obiecte de dimensiuni medii, cum ar fi un creion, o pensulă, monede etc. În acest caz , este important să se păstreze senzația vârfului degetelor și, din punct de vedere motor, acțiunea flexorului superficial al degetului arătător, care stabilizează a doua falangă, și a mușchilor tenari - flexorul scurt al degetelor, abductorul scurt al degetelor mici, palmar interosos 1 și, în special, adductorul degetelor mici - care flexează prima falangă a degetului mare. Cu toate acestea, articulația interfalangiană distală poate fi în extensie sau chiar în semiflexie, fixată printr-o artrodeză.

Prinderea subterană laterală a degetelor (Fig. 11-7C) este mai grosieră decât cele anterioare, dar este puternică și eficientă. Se execută între suprafața palmară a degetului mare și

suprafața

Figura 11-8. Poziția funcțională a mâinii.

Priză radială laterală a degetului arătător. Este frecvent utilizată pentru a ține o cheie la - deschiderea unei uși, dar este deosebit de relevantă în cazurile de amputare a uneia sau ambelor falange distale ale degetului arătător, înlocuind oricare dintre cele două metode anterioare, datorită dificultăților inerente degetului scurtat. Mușchii responsabili de efectuarea acestei acțiuni sunt primul interosos dorsal al degetului arătător, care stabilizează poziția degetului, și flexorul scurt al policelui, primul interosos palmar și, mai ales, adductorul policelui.

Priza digitopalmară completă (Fig. 11-7D), adică cu participarea tuturor degetelor, inclusiv a policelui, care se opun palmei, este tipul de priză prin excelență, capabil să prindă sau să ridice cele mai grele obiecte, uneori ajutată de poziția încheieturii mâinii. Eficacitatea sa este condiționată nu numai de greutate, ci și de volumul obiectului, deoarece forța exercitată este mai mare cu cât degetul mare se poate apropia mai mult de celelalte degete. Aceasta explică de ce este mult mai ușor să prinzi ferm o rachetă de tenis decât o minge de baschet. Esențiali pentru finalizarea acestei acțiuni puternice care implică toate degetele sunt flexorii superficiali și profunzi ai degetelor, precum și interososii, care împreună completează flexia celei de-a doua și a treia falange. Acțiunea lor este combinată cu cea a tuturor mușchilor eminenței tenare, în special a adductorului policelui și a flexorului policelui lung, care flexează puternic a treia falange.

Priza digitopalmară incompletă (Fig. 11-7E), în care toate degetele, cu excepția policelui, sunt angajate în palma mâinii, este, de asemenea, o formă de forță, dar nu este la fel de robustă ca tipul anterior, deoarece obiectele mai grele pot aluneca spre încheietura mâinii. Este utilizată pentru a manipula obiecte relativ mici, cum ar fi mișcarea unei manete, rotirea unui volan, ținerea unei vâsle etc. Ca și în tipul anterior, flexorii superficiali și profunzi ai degetelor, precum și mușchii interososi, sunt activați.

Prinderea laterală a degetelor (Fig. 11-7F) este o priză accesorie efectuată în general între degetul arătător și cel mijlociu pentru a ține obiecte mici și ușoare , cum ar fi o țigară sau pentru a juca cu un creion. Degetul mare nu este implicat. Nu este o priză care necesită forță sau precizie, dar la persoanele care și-au pierdut degetul mare sau cărora le lipsește din cauza unei afecțiuni congenitale, aceasta poate fi mult îmbunătățită și rafinată.

Reglarea forței de prindere este esențială pentru funcția biomecanică normală a mâinii, deoarece aceasta trebuie să se adapteze la greutatea, fragilitatea obiectului, textura suprafeței (dacă este mai mult sau mai puțin alunecoasă) și modul în care este utilizată. Un impuls senzorial precis și continuu din partea mâinii este indispensabil pentru a preveni alunecarea obiectelor și, în același timp, pentru a evita exercitarea unei forțe excesive în priza digitopalmară.

Forța de flexie digitopalmară, măsurată în kgf cu ajutorul unui dinamometru , este de aproximativ 45 kg la bărbați și 25 kg la femei. Forța de prindere multidigitală între vârful degetelor este de 8 kg la bărbați și 6 kg la femei. Forța de prindere laterală a degetelor este de 7,5 kg la bărbați și 5 kg la femei. Trebuie menționat că aceste valori pot varia considerabil în funcție de individ, mâna dominantă, vârstă etc.

Poziția funcțională a mâinii (fig. 11-8)

Poziția funcțională a mâinii este una în care încheietura mâinii este ușor extinsă și ușor flectată în deviație ulnară, degetele sunt ușor flectate, iar degetul mare este semiopus, la 40° de antipulsie și 20° de abducție. Este esențial să se țină cont de această poziție atunci când se imobilizează o mână după un traumatism, dar mai ales în cazurile severe în care se anticipează anchiloza articulară, pentru a se realiza o mână funcțională folosind articulațiile rămase.

LITERATURĂ

Cailliet R. Mano. El Manual Moderno. Mexic, 1978. .
Flynn JE. Chirurgia mâinii. Barcelona: Toray SA, 1977
Kapandji IA. Fiziologia articulară. Madrid: Ed. Médica Panamericana, 1998. Simon L, Revel M, Rodineau J. Main et Medicine Orthopédique. Paris: Masson, 1997. Testut L, Latarjer A. Human Anatomy. Salvat Editores, 1972 Tubiana R. Traité de Chirurgie de la Main. Paris: Masson, 1980.
Tubiana R, Thomine JM. The Main. Anatomie funcțională și examen clinic. Paris: Masson, 1990. Zancolli E, Cozzi E. Atlas de anatomie chirurgicală a mâinii. Madrid: Ed. Panamericana, 1993.

Capitolul 12

Biomecanica șoldului

M. Fernández-Fairên

Memento anatomic

Șoldul, la fel ca restul articulațiilor din corpul uman, prezintă un grad ridicat de eficiență în funcția sa de mobilitate și transmitere a sarcinii, datorită unei aranjamente anatomice adecvate.

Acetabulul apare ca o porțiune sferică, mai mică decât o emisferă dacă se îndepărtează marginea periferică, cu o deschidere îndreptată spre exterior, înainte, formând un unghi de 40° cu planul sagital, și în jos, la un unghi de 60° față de planul orizontal.

Capul femural cuprinde două treimi dintr-o sferă și este acoperit cu cartilaj hialin care se subțiază spre șanțul subcapital, la joncțiunea dintre cap și colul femural. În orice poziție a șoldului, acetabulul este ocupat de doar două cincimi din cap.

Această „congruență incongruentă" permite, așa cum este ușor de înțeles, o gamă foarte largă de mișcare. Totuși, întrucât funcția articulației necesită, pe lângă această mobilitate, un grad rezonabil de stabilitate, adâncimea acetabulului crește pe măsură ce este înconjurat de marginea menționată anterior. Această margine nu este nimic mai mult și nimic mai puțin decât un ligament fibros, sau mai degrabă fibrocartilaginos, care se inserează în marginea osoasă a acetabulului și acoperă capul femural dincolo de linia sa ecuatorială.

Un alt ligament care are funcția principală de susținere anterioară a articulației , având în vedere orientarea înainte a acetabulului și a colului femural, este ligamentul iliofemural, sau ligamentul lui Bigelow, care „înfășoară" colul femural, de la zona periacetabulară a iliumului până la linia intertrohanterică.

Dimensiunea, orientarea și organizarea substructurală a colului femural sunt factori de importanță capitală în atingerea obiectivelor prezentate la începutul acestui capitol. Amplitudinea mișcării înainte ca colul să atingă marginea acetabulară depinde în mare măsură de raportul dintre diametrul colului și diametrul capului, care la șoldul uman este de aproximativ 0,7.

Orientarea spațială a colului femural este al doilea parametru de luat în considerare atunci când se analizează anatomia articulară în raport cu mecanica sa. Într-adevăr, colul femural formează un unghi de 125-135 ° în plan frontal cu diafiza femurală, adică cu diafragma, și un unghi de declinație — înțeles ca unghiul format între axa condililor femurali și axa colului într-un plan orizontal — de 12° [sau] anteversie, în medie. Această combinație de deschidere anterioară a acetabulului și anteversie a colului a fost deja remarcată ca fiind fundamentală pentru a permite o gamă largă de mobilitate articulară, în special în flexie.

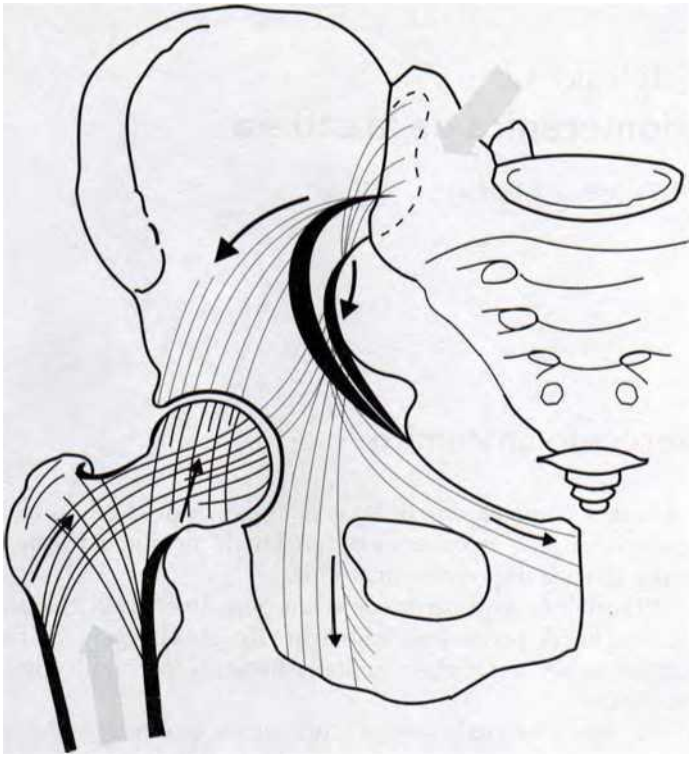


Figura 12-1. La materia ósea se reparte en la pelvis y en el tercio superior del fémur siguiendo el patrón de cargas. Existe una clara correspondencia estructural/funcional.

Această aranjare structurală este coordonată cu transmiterea încărcărilor prin articulație , existând o relație intimă și o traducere în ordonarea și distribuția materialelor osoase care constituie această structură.

Condensarea trabeculară posterosuperioară observată în acetabul continuă la nivelul capului și gâtului cu un fascicul puternic de trabecule care se extinde de la polul superior al capului până la cortexul posteromedial al diafizei. Acest fascicul este cunoscut sub numele de fascicul medial și prin intermediul său se transmit majoritatea încărcărilor compresive, care sunt apoi distribuite în întregul cortex diafizar al localizării menționate anterior (Fig. 12-1).

În zona superioară și laterală a gâtului există o altă formațiune fasciculară trabeculară, care se numește sistemul trabecular lateral, ajunge până la baza trohanterului mare și este rezistentă eforturilor produse de contracția mușchilor abductori foarte puternici.

Economisirea de material pe care o face natura în zonele mai puțin solicitate se observă și la șold, unde între ambele sisteme trabeculare se poate observa un triunghi cervical central clar, sau triunghiul lui Ward, și un alt triunghi subcapital, sau triunghiul lui Babcock.

Această remarcabilă adaptare biomecanică a structurii la cerințele la care este supusă a fost demonstrată de analiza matematică a lui Koch din 1917. De atunci, numeroase lucrări *și* studii biomecanice au fost dedicate acestei articulații și nu se poate uita că acestea au fost, în multe cazuri, motivate de problemele derivate din procesele clinice care afectează frecvent șoldul și de diferitele tehnici terapeutice propuse și utilizate.

Cinematică

articulație *sferică ,* permițând mișcarea în toate direcțiile. Mișcarea capului femural în interiorul acetabulului are loc prin pivotarea în jurul centrului de rotație al capului femural, prin alunecarea suprafețelor articulare una împotriva celeilalte. În șoldurile normale, această mișcare de alunecare ar trebui să fie tangențială punctului de contact dintre suprafețe. Dacă nu este cazul, în condiții patologice, apar vârfuri de compresie sau distragere a atenției în anumite zone, rezultând modificări ale suprafețelor articulare și ale modelului cinematic.

Analiza centrelor instantanee de rotație față de care se efectuează mișcarea corespunzătoare a articulației nu a fost efectuată, având în vedere dificultatea efectuării mișcării simultan în trei plane.

Cinematica generală a șoldului a fost studiată folosind metode fotografice, electrogoniometrice, accelerometrice și alte metode, oferind date despre deplasările, vitezele și accelerațiile femurului în raport cu pelvisul. Acest lucru este de mare importanță pentru înțelegerea capacităților funcționale ale articulației în special și ale individului în general, impactul acesteia asupra tulburărilor patologice, implanturilor și explantelor, activitatea și eficacitatea mușchilor periarticulari și forțele și momentele care vor fi aplicate acesteia.

Amplitudine de mișcare

Așa cum s-a explicat anterior, șoldul se poate mișca în toate planurile spațiului. Datorită orientării anteverse a celor două componente articulare, libertatea maximă de mișcare se observă în planul sagital, în direcția flexiei, care atinge 140°, în timp ce extensia este de doar 15°. Structurile capsuloligamentare se relaxează la flexie și se contractă la extensie, torsiunea lor impactând capul femural împotriva acetabulului, „blocând" astfel articulația.

În planul frontal, există o mișcare de separare, sau abducție, față de axa longitudinală a corpului, care atinge 30°, și o alta de apropiere, sau adducție, care poate fi de până la 25°.

În cele din urmă, rotațiile în plan orizontal sau transversal variază în funcție de extensia sau flexarea șoldului. Rotația externă variază de la 60 la 90°, iar rotația internă de la 30 la 60°, în funcție de extensia sau flexarea șoldului.

Așa cum am menționat anterior, este important să se ia în considerare relația strânsă dintre poziția șoldului în diferite planuri și amplitudinea mișcării în cadrul acestor planuri, precum și posibilitățile de combinare a acestor mișcări. De exemplu, ridicările anterolaterale ale picioarelor sau flexia-abducția șoldului își ating potențialul maxim atunci când șoldul este rotat extern, deoarece acest lucru poziționează trohanterul mare posterior și îl împiedică să interfereze cu marginea acetabulară. Prin urmare, așa cum combinarea rotației și flexiei crește amplitudinea mișcării, același lucru se poate spune și despre combinarea abducției, flexiei și rotației externe.

Mobilitatea maximă pe care o poate manifesta șoldul prin cuplarea direcțiilor simple de mișcare descrise, este exprimată grafic prin conul de circumducție, sau con maxim generat de un punct distal de pe membrul inferior care se mișcă luând ca centru sau vârf articulația șoldului (fig. 12-2).

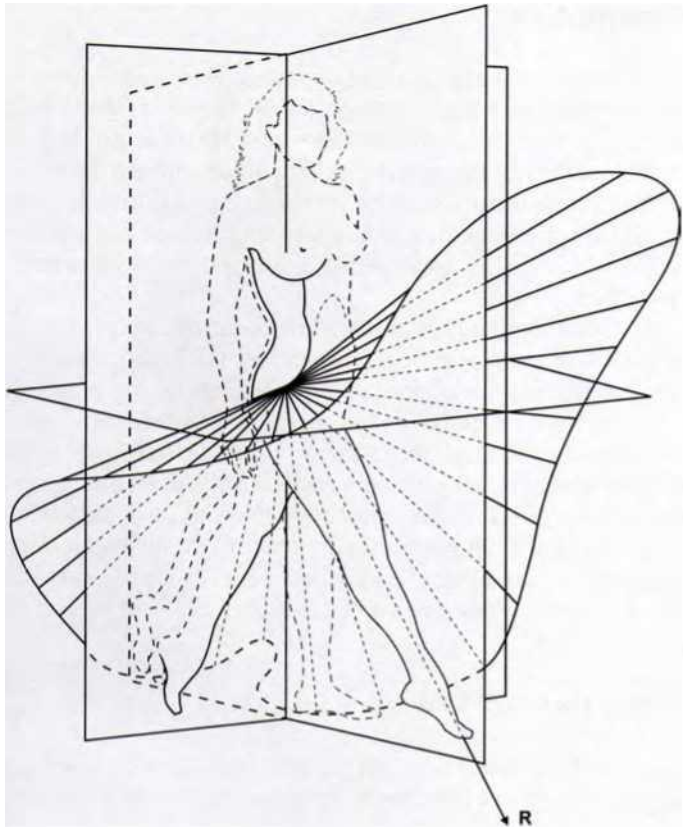


Figura 12-2. Cono de circunducción generado por la extremidad inferior al moverse respecto al centro de la cadera que actúa como vértice de dicho cono.

Evident, în viața de zi cu zi, acest grad extrem de libertate de mișcare nu este folosit și este absolut necesar doar în activități foarte specifice, cum ar fi gimnastica ritmică sau baletul.

Dacă analizăm o mișcare atât de comună și repetitivă precum mersul, momentul de flexie maximă, 35-40°, corespunde sfârșitului fazei de balansare a pasului. În schimb, șoldul este în extensie maximă, 5-10°, atunci când călcâiul se ridică.

În planul frontal, poate exista o variație de aproximativ 3° de adducție până la 7° de abducție. Faza de încărcare se efectuează cu o ușoară adducție, trecând de la gradul de abducție adoptat în timpul fazei de balansare, care este la apogeu imediat după decolarea cu vârful picioarelor. De asemenea, șoldul este rotit intern în timpul fazei de sprijin, chiar înainte de lovirea călcâiului, și rotit extern în timpul fazei de balansare, cu o rotație totală medie de 13 °.

Johnston și Smidt (1970) au măsurat amplitudinea de mișcare necesară șoldului pentru a efectua diverse activități. Mobilitatea maximă în plan sagital, în direcția flexiei, a fost înregistrată la aplecare pentru a lega încălțămintea și la ghemuire pentru a ridica un obiect de pe podea. În planurile orizontal și frontal, amplitudinea maximă de mișcare a fost atinsă la legarea încălțămintei cu un picior încrucișat peste celălalt. În concluzie, acest studiu sugerează că, pentru a efectua activitățile zilnice de rutină fără dificultate, șoldul necesită 120° de flexie, 20° de abducție și 20° de rotație externă (Tabelul 12-1).

Tabelul 12-1. Amplitudinea mișcării șoldului necesară pentru unele activități ale vieții de zi cu zi

Activitate	*Planul de mișcare*	*Grade*
Urcă scările	Sagitală	67
	Frontal	16
	Orizontală	18
Du-te jos	Sagitală	36
Așezarea și ridicarea de pe scaun	Sagitală	104
	Frontal	20
	Orizontală	17
A se apleca pentru a ridica un obiect de pe podea	Sagitală	117
	Frontal	21
	Orizontală	18
Genuflexiuni	Sagitală	122
	Frontal	28
	Orizontală	26
Leagă-ți pantoful cu piciorul pe pământ	Sagitală	124
	Frontal	19
	Orizontală	15
Leagă-ți pantoful cu piciorul încrucișat coapsa opusă	Sagitală	110
	Frontal	23
	Orizontală	33

Preluat din Johnston și Smidt (1970).

Mușchii motori ai șoldului

Grupurile musculare periarticulare acționează coordonat și alternativ, într-o dinamică agonist-antagonist, pentru a obține eficiența mișcării necesare. În același timp, stabilizează articulația, transformând-o în punctul de sprijin pe care membrul inferior și trunchiul se sprijină pentru a-și îndeplini funcția.

Flexorul principal este psoasul, iar rectus femoris, sartorius, pectineus și adductor magnus acționează ca mușchi auxiliari. Fesierul mare, ischiogambierii și adductorul mare sunt extensori .

Abductorii includ gluteus medius și minimus și tensor fasciae latae, în timp ce adducția este produsă de adductori, pectineus și gracilis.

Șoldul se rotește extern prin acțiunea mușchilor gluteus maximus, quadratus anterior, obturatori externi și interni și gemelli. Rotația internă este facilitată de mușchii tensor fasciae latae și de fibrele anterioare ale mușchilor gluteus minimis.

Pe lângă acțiunea primară exercitată de fiecare dintre mușchii menționate anterior, toți au un efect rotator, care variază în funcție de poziția liniei lor de acțiune față de centrul capului femural. În mod firesc, poziția inițială a articulației joacă un rol determinant în acest sens. De exemplu, acțiunea de rotație externă a gluteus maximus este mult mai pronunțată cu șoldul flectat. În extensie, gluteus medius și minimus sunt abductori, iar fibrele lor anterioare sau posterioare pot ajuta la rotația internă sau respectiv externă. În schimb, în flexie, ambii mușchi gluteus devin predominant rotatori interni.

De asemenea, trebuie menționat că forța sau momentul produs de contracția acestor mușchi depinde nu numai de volumul lor, ci și de brațul lor de pârghie față de centrul de rotație al șoldului. Comparând momentele generate de grupurile antagoniste, raportul flexor/extensor este 251/290, raportul abductor/adductor este 347/210, iar raportul rotator extern/intern este 146/54, în extensie.

Puterea rotației externe este de trei ori mai mare decât cea a rotației interne în poziție restricționată, dar poate fi modificată prin flexarea șoldului, îmbunătățind astfel eficiența rotației interne a fesierului mic și mediu, așa cum s-a explicat.

Cinetică

Trunchiul este susținut de șold, iar în jurul său acționează diverse grupe musculare, promovând stabilitatea acestuia, echilibrul static și dinamic al trunchiului pe membrul inferior și mobilitatea membrului inferior. Toate acestea implică producerea și aplicarea unei serii de forțe și momente.

Cunoașterea și evaluarea acestor forțe a fost realizată prin diferite metode, luând în considerare situația statică, dinamică, experimental prin încărcarea specimenelor cadaverice sau prin efectuarea de măsurători directe *in vivo* .

Toate aceste lucrări produc o cantitate mare de date, nu întotdeauna consistente sau chiar congruente, dar care, analizate cu atenție, oferă o oarecare clarificare asupra problemei.

Forțele aplicate șoldului

Folosind date antropometrice furnizate de Braune și Fischer, Pauwels (1976) a calculat forțele care acționează asupra șoldului în timpul echilibrului static biped și în timpul fazei de mers pe un singur picior, când centrul de greutate al corpului trece prin același plan ca și centrul de rotație al șoldului. În acest fel, el a redus problema la o simplă analiză bidimensională a forței.

Forța de reacție resimțită de articulație rezultă din suma dintre greutatea corpului, care creează un moment adductor asupra șoldului, și forța produsă de contracția mușchilor abductori, care neutralizează acest moment (Fig. 12-3). Forța rezultantă aplicată șoldului va depinde de magnitudinea componentelor sale și de distanțele acestora față de centrul articulației. Brațul de pârghie al abductorilor va fi mai lung într-o coxa vara decât într-o coxa valga, astfel încât puterea contracției lor, necesară pentru a echilibra sarcina gravitațională, poate fi mai mică în primul caz decât în cel de-al doilea. Prin urmare, forța rezultantă va scădea pe măsură ce tensiunea abductorului scade.

Conform acestui autor, forța de reacție ar fi echivalentă cu 2,92 ori greutatea corporală în faza de sprijin static pe un singur picior și ar ajunge la 4,5 ori greutatea corporală în faza de sprijin pe un singur picior a mersului, datorită naturii sale dinamice. Aceste rezultate sunt similare cu cele obținute de Inman și Blount (Tabelul 12-2).

În orice caz, așa cum se arată și în studiul lui Pauwels, o variație a brațelor de pârghie cu care acționează forțele modifică considerabil valoarea acestei încărcări. Într-adevăr, așa cum a subliniat și studiat Frankel (1980), relația dintre brațul de pârghie al abductorilor și cea a greutății corporale este de o importanță capitală în determinarea magnitudinii forței de reacție articulară la nivelul șoldului (Fig. 12-4).

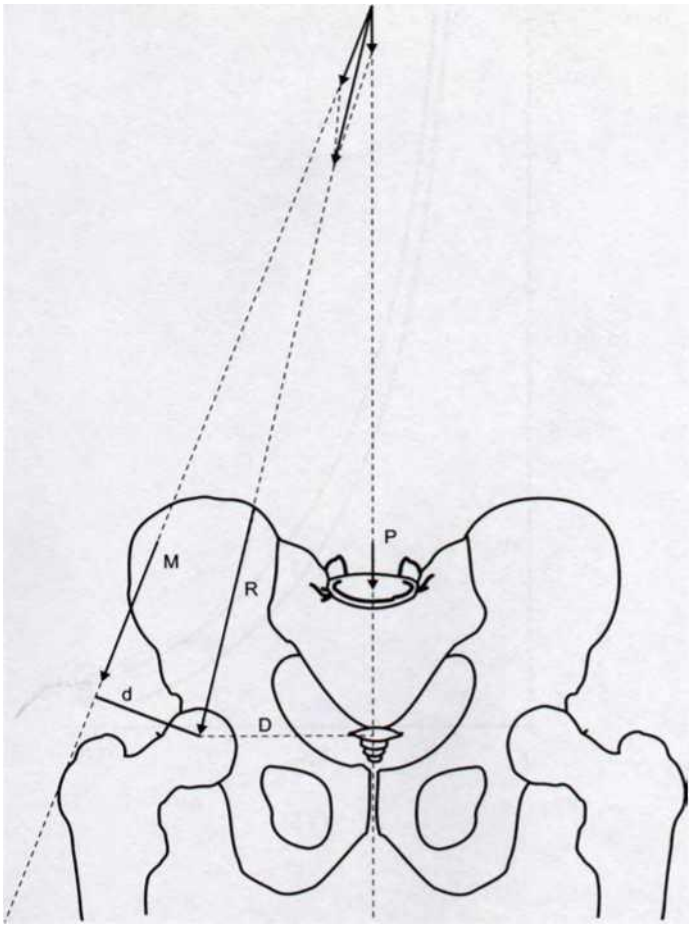


Figura 12-3. Forța rezultantă asupra șoldului (R) este determinată de valoarea greutății corpului (P), care generează un moment adductor proporțional cu brațul său de pârghie (D) în raport cu centrul șoldului și cu forța generată de contracția mușchilor abductori (M), care echilibrează momentul menționat anterior acționând conform unui braț de pârghie d.

Tabelul 12-2. Forțe aplicate șoldului conform diferiților autori

Autor	*Activitate*	*Numărul de ori greutatea corporală*
Pauwels (1976)	Suport pentru un singur picior	2,92
	Faza de susținere a mersului	4.5
Inman (1947)	Suport pentru un singur picior	2,4-2,6
Blount (1956)	Suport pentru un singur picior	3.4
Rydell (1966)	Suport pentru un singur picior	2.9
	martie	3.27
Seireg și Arvikar (1975)	Marș (aproape static)	5.4

O altă deducție interesantă poate fi trasă din lucrarea lui Frankel (1960). Datorită tendinței șoldului de a se adduce sub sarcină și contracției simultane a abductorilor , solicitarea asupra gâtului șoldului este compresivă pe întreaga sa secțiune transversală, ceea ce este perfect acomodat de sistemul său trabecular dublu fascicular, menționat deja la început (

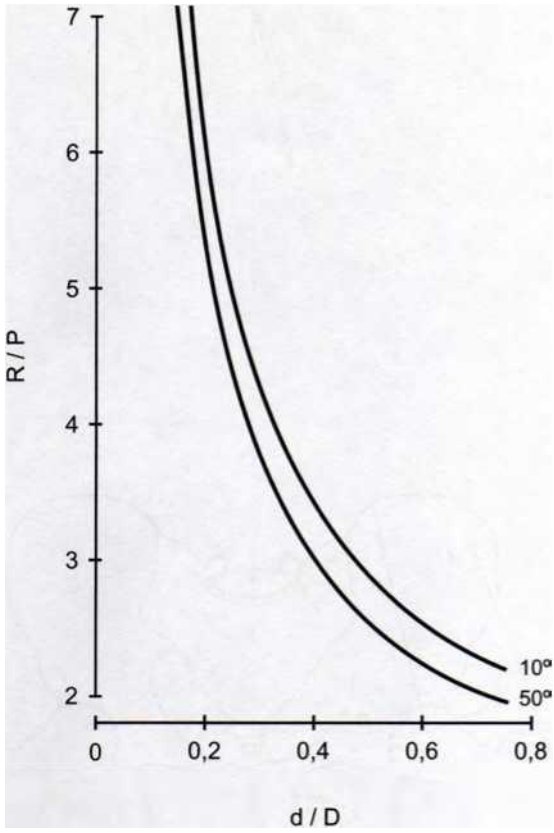


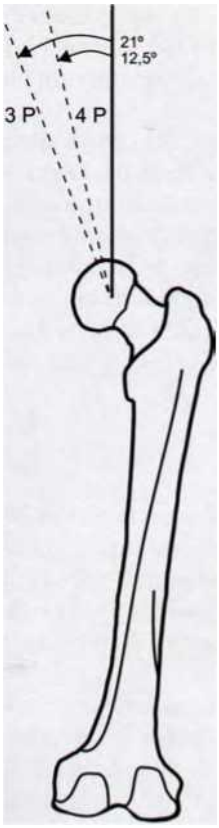
Figura 12-4). Forța de reacție asupra șoldului, R (înmulțită cu greutatea corporală), depinde îndeaproape de brațul de pârghie al mușchilor abductori (d) [în raport cu distanța (D) de la axa gravitațională la centrul șoldului]. Relația sa cu unghiul de aplicare a acelei forțe musculare, care variază de la 10 la 50° în funcție de caz, este mult mai puțin variabilă.

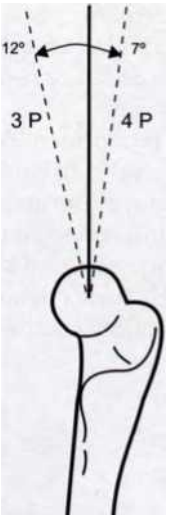
al capitolului. Astfel, capătul proximal al femurului se confruntă cu solicitările la care este supus în cel mai favorabil mod posibil, evitându-se solicitările de flexie a colului și de tracțiune care ar apărea în partea superioară a colului dacă orientarea acestuia ar fi mai mult varus sau dacă mușchii fesieri nu ar funcționa.

măsurători *in vivo* ale forței articulare la pacienții care au primit o proteză Austin Moore instrumentată cu manometre. Valoarea maximă înregistrată a fost de 4,33 ori greutatea corporală atunci când pacientul alerga. Această valoare a scăzut la 3,27 ori greutatea corporală în timpul fazei de poziție pe un singur picior în mersul orizontal și a fost mai mică de jumătate în timpul fazei de balans. În poziția statică pe un singur picior, forța resimțită de șold a fost de 2,9 ori greutatea corporală. După cum se poate observa, forța articulară a crescut semnificativ odată cu creșterea activității musculare, în funcție de performanța funcțională a individului.

Paul (1967), în studiile sale cu o platformă dinamometrică, a cuantificat forța de reacție articulară a șoldului în diferitele faze ale mersului, la bărbați și femei, în raport cu contracția diferitelor grupe musculare înregistrată electromiografic.

În esență, în timpul fazei de sprijin se observă două vârfuri de sarcină, corespunzătoare acțiunii abductorilor care stabilizează pelvisul în acest echilibru pe un singur picior. Primul vârf, de 2,3-3,2 ori greutatea corporală medie, apare imediat după lovirea călcâiului, iar al doilea, înainte de lovirea degetelor de la picior. Între acestea





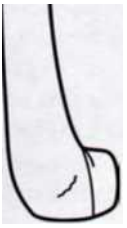


Figura 12-5. Vectori de sarcină în planurile frontal și sagital, la sprijinul călcâiului *(săgeată continuă) și la* degajarea degetelor de la picior *(săgeată punctată).*

În două momente, în sprijin plantar, forța scade până la aproximativ greutatea corporală, valoarea la care se regăsește, sau chiar puțin mai puțin, în faza oscilatorie, când extensorii decelerează.

variația enormă a măsurătorilor înregistrate, care este aproape în întregime - individuală, fără îndoială datorată unor diferențe personale considerabile în ceea ce privește raportul lungime/înălțime a pasului. Din cauza acestui factor, pe lângă altele precum lățimea pelviană mai mare, un unghi cervicodiafizar mai mic sau variații ale modelului general de mers, distribuția încărcării la femei este similară cu cea la bărbați, dar cu niveluri de încărcare mai scăzute.

O contribuție importantă a lucrării lui Paul (1976) a fost determinarea direcției vectorului de sarcină așa cum acționează asupra capului femural. În planul frontal , această forță variază, în timpul fazei de sprijin pe un singur picior, de la 21° față de verticală după lovitura călcâiului până la 12,5° înainte de degajare, ambele unghiuri fiind sinusul superomedial. În planul sagital, la lovitura călcâiului, forța rezultantă formează un unghi de 12° cu verticala, sinusul anterior, în timp ce la degajare acest unghi este de 7° față de verticală, iar sinusul posterior (Fig. 12-5).

Calculele efectuate ulterior de alți autori sunt în concordanță cu datele lui Paul, validându-le în esență.

În această discuție despre forțele la care trebuie să reziste șoldul, ar trebui menționate două aspecte de mare interes practic. În primul rând, solicitările semnificative

generate în timpul unor activități aparent nesolicitante, cum ar fi ridicarea în coate și pe extremitățile inferioare în pat sau ridicarea membrului deasupra patului, măsurate în fracturile de col femural reconstruite cu implanturi instrumentate folosind tensometre.

În al doilea rând, merită menționată reducerea considerabilă a stresului asupra șoldului cauzată de utilizarea unui baston, de preferință pe partea opusă șoldului afectat. Acest suport extern stabilizează pelvisul și reduce considerabil nevoia de contracție a mușchilor abductori pentru a asigura acest echilibru și a preveni colapsul trunchiului contralateral. Așa cum s-a explicat, reducerea oricărei componente a forței de reacție articulară - iar forța dezvoltată de abductori este una dintre aceste componente - scade magnitudinea forței rezultante aplicate șoldului și, prin urmare, nivelul de stres asupra articulației.

Solicitările șoldului

Odată ce încărcările care acționează asupra șoldului sunt cunoscute, solicitările asupra șoldului vor depinde de aceste încărcări și de suprafața pe care sunt distribuite. Această suprafață portantă va fi, într-o măsură mai mare sau mai mică, în funcție de uniformitatea distribuției , echivalentă cu suprafața de contact dintre capul femural și acetabul. Mai mult, acest contact va rezulta din congruența ambelor structuri, în primul rând datorită formei lor și, în al doilea rând, datorită - deformabilității lor.

Capul femural are forma unei sfere aproape perfecte, așa cum au arătat Hammond și Charnley într-un studiu atent care a folosit șapte metode diferite. Abaterile medii de la circularitate în secțiunile sagitale, frontale și transversale sunt de 1,2%, 0,04% și, respectiv, 0,6% , la capetele cu diametrul de aproximativ 50 mm. Acetabulul prezintă, de asemenea, o tendință spre o formă mai arcuită decât capul femural.

O altă problemă este congruența dintre aceste două structuri. Pentru ca o mișcare de rotație a uneia față de cealaltă să fie posibilă , trebuie să existe un spațiu evolutiv între suprafețe. Nu pot fi concepute două sfere concentrice cu aceeași rază . Congruența este restabilită într- o oarecare măsură prin deformabilitatea materialelor, adică a complexului osteochondral.

Când se aplică o sarcină articulației, cartilajul suferă o deformare „instantanee" , care are loc de fapt în câteva sutimi de secundă. Această deformare inițială este urmată de o fază de fluaj rapid, care scade treptat în timp și devine minimă după treizeci de minute. Astfel , șoldul poate să nu fie de fapt un sistem sferic perfect congruent - incompatibil, de altfel, cu mișcarea și nutriția cartilajului - ci mai degrabă incongruent : un fel de revoluție acetabulară ogivală care acoperă un cap femural ce tinde spre sfericitate. Deformabilitatea interfeței condrale îmbunătățește - concordanța și contactul suprafețelor articulare.

Prin urmare, zonele de contact vor varia în funcție de forma șoldului și de starea și proprietățile mecanice ale cartilajului care îl acoperă, dar și, într - o mare măsură, de magnitudinea sarcinii aplicate articulației. Într-adevăr, Greenwald și Haynes (1972) au determinat și măsurat zonele de contact într- o serie de specimene de cadavre adulte . Aceștia au încărcat unele șolduri cu o greutate de 1,6 ori mai mare decât greutatea corporală , iar pe altele cu doar 0,2 ori mai mare. Cu sarcina mai mare, au obținut zone de contact între 22,19 și 33,68 cm^2 , cu o medie de 26,77 cm^2 , ceea ce a fost echivalentul a aproximativ 70 % din suprafața articulară totală a capului femural. Topografic, acestea au fost incluse în

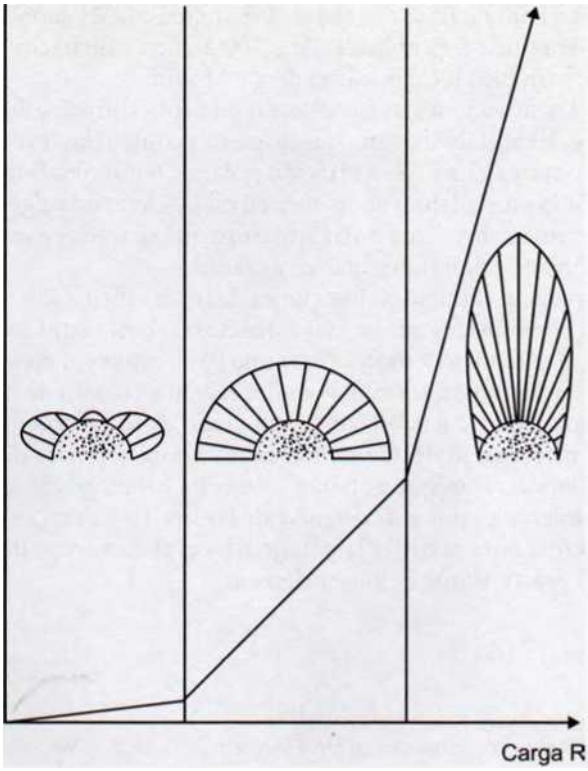


Figura 12-6. Tensiunile asupra șoldului cresc pe măsură ce forța de reacție a articulației crește, cu o distribuție periferică pentru valori mici ale încărcării, cu o calotă polară liberă de aceasta *(stânga),* o situație echipotențială *(centru)* în care întreaga suprafață a articulației este încărcată în mod egal pe măsură ce forța aplicată crește și o sarcină polară semnificativă și nefavorabilă la creșteri mai mari ale acesteia *(dreapta).*

Acest contact a avut loc în zonele anterioară, superioară și posterioară ale capului. Odată cu reducerea încărcării, zona de contact a scăzut, dispărând în zona superioară a capului.

Această relație dintre magnitudinea sarcinii, amplitudinea contactului și distribuția topografică a acesteia, observată de toți autorii care au abordat subiectul, diferențiază schematic trei situații de bază. Sub sarcini mici, aria de contact se reduce, iar tensiunile sunt distribuite în jurul periferiei, „paraecuatorial", într-un fel de inel. Dacă forța aplicată este crescută, polul superior al capului participă la contact, care devine mai mare, sub forma unei calote sferice, iar tensiunile sunt egalizate la maximum pe întreaga arie de contact. În cele din urmă, dacă sarcina este crescută și mai mult, contactul global se menține și apare un vârf de tensiune semnificativ în zona polară superioară (Fig. 12-6).

În general și în toate activitățile, distribuția solicitării asupra articulației tinde să fie uniformă în toate zonele, rezultând modelul trabecular armonios al șoldurilor normale. Cu toate acestea, sunt necesare câteva clarificări. Zonele periferice primesc acest nivel de solicitare mai uniform și mai egal decât zona polară, unde presiunile fluctuează semnificativ, de la aproape zero până la vârfuri enorme.

Cuantificarea solicitărilor resimțite de șold, care depind de datele menționate anterior, le plasează la niveluri care pot fi asumate de structurile tisulare care îl formează, așa cum este logic și de așteptat. Greenwald și O'Connor (1971) au stabilit o medie de 2,2 MN/m² în timpul mersului. Freeman (1979), în lucrarea sa, a obținut valori de 1,98 MN/m² și 2,92 MN/cm² pentru două șolduri normale cu cartilaj intact. În mod similar, Day și colab. (1975) au estimat forțe între 1 și 2 MN/m² cu încărcări de până la trei ori mai mari decât greutatea corporală.

În acest sens, este importantă lucrarea lui Brown și Shaw (1983), care, cu 24 de senzori piezoelectrici, au înregistrat, pentru o sarcină aplicată de 2.700 N, o solicitare medie pe șold de 2,92 MN/cm² și un vârf local maxim de 8,8 MN/ m² .

Coxa valga și, în general, toate situațiile care implică o acoperire insuficientă a capului femural de către acetabul, cum ar fi displazia acetabulară, determină o scădere a zonei de contact și o concentrare polară a stresului. Aceasta, combinată cu efortul crescut exercitat de mușchii abductori din aceste șolduri valge, așa cum s-a discutat anterior, produce o supraîncărcare polară superioară, care se manifestă radiologic ca o calotă de condensare trabeculară în zona respectivă.

Analiza răspunsului cartilajului și osului la situații de suprasolicitare sau stres este prezentată în capitolele corespunzătoare structurilor respective. Este suficient să subliniem aici că fiecare afecțiune patologică din sistemul musculo-scheletic are o bază, o cauză și/sau un efect , în care este evidentă alterarea mecanicii normale. Prin urmare, înțelegerea șoldului normal, care se prezintă ca o articulație cu un anumit grad de incongruență și deformabilitate, în funcție de nivelul de încărcare, perfect proiectată pentru a suporta rațional și uniform solicitările care acționează asupra sa și care, datorită acestui fapt, se menține în limitele tolerabile de rezistența macro- și microstructurilor participante, este fundamentală pentru abordarea patogenezei și tratamentului afecțiunilor, cu consecințele practice care derivă din aceasta.

BIBLIOGRAFIE

Blount WP. Nu arunca bastonul . I Bone Joint Surg 1956; 38A: 695-708.

Brown TD, Shaw DT. Distribuțiile in vitro ale stresului de contact în șoldul natural. J Biomech 1983; 16:373-384. Bullough PG, Goodfellow JW, Greenwald AS, O'Connor JJ. Suprafețe incongruente în articulația șoldului uman. Nature 1968:217:1290.

Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA. O investigație biomecanică a șoldului uman. J Biomech 1978; 11:75-85.

Day WH, Swanson SAV, Freeman MAR. Presiuni de contact în șoldul de cadavru uman încărcat. J Bone Joint Surg 1975; 57B: 303-313.

Denham RA. Mecanica șoldului. J Bone Joint Surg 1959; 4 1B: 550-557.

Frain Ph. Biomecanica șoldului normal. În: Biomecanică generală. Caiete didactice SOFCOT , nr. 22. Paris: Expansion Scientifique Française, 1985.

Frankel VH. Colul femural: funcție, mecanism de fractură, fixare internă. Springfield: Charles C Thomas, 1960.

Frankel VH, Nordin M. Biomecanica de bază a sistemului osos. Philadelphia: Lea și Febiger, 1980. Freeman MAR. Cartilajul articular la adult. Londra: Pitman Medical, 1979.

Greenwald AS, Haynes DW. Zone portante în articulația șoldului uman . J Bone Joint Surg 1972; 54B: 157-163. Greenwald AS, O'Connor |J. Transmiterea sarcinii prin articulația șoldului uman. J Biomech 1971; 4:507-528. Hammond BT, Charnley J. Sfericitatea capului femural. Med Biol Eng 1967; 5:445.

Inman VT. Aspecte funcționale ale mușchilor abductori ai șoldului . J Bone Joint Surg 1947; 29:607-619. Johnston RC, Smidt GL. Măsurarea mișcării articulației șoldului în timpul mersului. Evaluarea unei metode electrogoniometrice. *J* Bone Joint Surg 1969; 51A: 1083-1094.

Johnston RC, Smidt GL. Măsurarea mișcării șoldului pentru anumite activități ale vieții de zi cu zi. Clin Orthop 1970; 72: 205-215.

Kapandji IA. Cuadernos de fisiología articular. Tomo II. Barcelona: Toray Masson, 1970. Murray MP. Mersul ca model total de mișcare. Am J Phys Med 1967; 46; 290-333.

Paul JP. Forțe transmise de articulații în corpul uman . Proc Inst Meeh Eng 1967; 181 (3J): 8.

Paul JP. Acțiuni de forță transmise de articulații în corpul uman. Proc R Soc London (Biol) 1976; 192B: 163-172. Pauwels F. Biomecanica șoldului normal și bolnav . Berlin: Springer Verlag, 1976.

Rydell N. Forțe în articulația șoldului. II, studii intravitale. En: Kenedi RM, ed. Biomecanică și subiecte conexe de bioinginerie. Oxford, Edinburgh: Pergamon Press, 1965; 351-357.

Rydell N. Forțe care acționează asupra protezei de cap femural. Acta Orthop Scand 1966; Supl. 88.

Seireg A, Arvikar RJ. Predicția distribuirii sarcinii musculare și a forțelor articulare la nivelul extremităților inferioare în timpul mersului. J Biomech 1975; 8: 89-102.

Walker P.S. Articulațiile umane și înlocuirile lor artificiale. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1977.

Capitolul 13

Biomecanica roții

A. VILADOT VOEGELI

Genunchiul este un element fundamental și necesar în cadrul lanțului kinetic al membrului inferior, permițând individului să desfășoare activități vitale precum mersul, alergatul, urcatul sau coborâtul scărilor, îngenuncherea sau statul așezat.

Anatomia sa complexă îi permite să combine două calități aparent opuse : mobilitatea și stabilitatea.

Pentru a simplifica prezentarea, studiul biomecanicii genunchiului a fost împărțit în două părți, analizând separat articulațiile tibiofemurale și patelofemurale.

Biomecanica articulației tibiofemurale

Memento anatomic

Structura osoasă

Condilii femurali sunt două suprafețe convexe, atât sagital, cât și transversal , alungite din față în spate și divergente posterior. O secțiune sagitală la nivelul condililor arată că raza de curbură nu este constantă (Fig. 13-1 A), ci variază ca o spirală: pe măsură ce raza își mărește unghiul de rotație, la fel crește și lungimea sa. În plus, condilii femurali nu au un singur centru de rotație, ci mai degrabă centre multiple, care la rândul lor formează o spirală.

Raza de curbură a condilului lateral este mai mare decât cea a condilului medial. În schimb , acesta din urmă își extinde suprafața articulară mai înainte. Aceste două aspecte, împreună cu divergența posterioară a condililor (Fig. 13-IB), sunt factori fundamentali în producerea autoblocării genunchiului, aspect discutat mai târziu.

Condilii femurali alunecă pe platourile tibiale. Acestea sunt diferite unul de celălalt (Fig. 13-1A): platoul medial este concav în sus în ambele direcții, în timp ce platoul lateral este convex în sus în direcție sagitală și aproape plat în direcție transversală. Razele de curbură ale condililor și platourile lor corespunzătoare nu sunt egale, rezultând o nepotrivire a suprafețelor articulare: meniscurile sunt responsabile pentru restabilirea congruenței articulare.

Spinele tibiale au o formă geometrică conică trunchiată (Fig. 13-1B). Situate în șanțul intercondilar, ele contribuie la stabilitatea genunchiului permițând mișcarea dintre femur și tibie în plan sagital, dar împiedicând mișcările laterale ample sau rotațiile bruște.

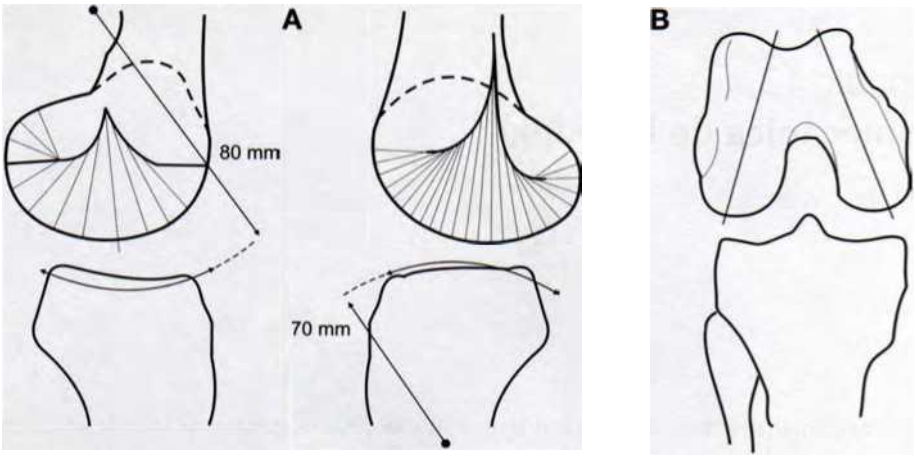


Figura 13-1. Estructura ósea de la rodilla.

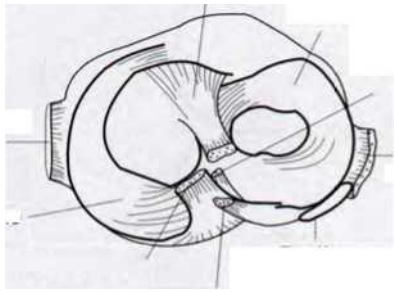
Spinele tibiale împreună cu concavitatea platoului medial, care formează o cavitate pentru condilul medial, constituie „stabilizarea osoasă a genunchiului".

Meniscuri

Incongruența suprafețelor articulare ale articulației tibiofemurale este, așa cum s-a explicat deja, parțial compensată de meniscuri. Acestea sunt două structuri fibrocartilaginoase întrerupte la nivelul spinelor tibiale, adoptând astfel o formă de semilună cu un corn anterior și unul posterior. Deoarece coarnele sunt mai distanțate în meniscul medial, acesta are formă de C. Meniscul lateral are formă de O.

Meniscurile au o secțiune transversală triunghiulară cu trei suprafețe: o suprafață superioară, concavă, în contact cu condilii; o suprafață periferică, cilindrică, care se atașează de capsulă; și o suprafață inferioară, plană, care se sprijină pe platoul tibial. Nu sunt libere în spațiul articular, dar au următoarele conexiuni (Fig. 13-2A):

- Coarnele anterioare sunt fixate pe suprafața prespinală.
- Coarnele posterioare sunt atașate de suprafața retrospinală.
- Suprafața periferică a meniscului este atașată de capsulă.
- Coarnele anterioare ale ambelor meniscuri sunt unite prin ligamentul transvers sau jugal, care la rândul său este atașat de rotulă prin țesutul adipos.
- Aripioarele menisco-patelare sunt fibre care se extind de la rotule până la fețele laterale ale meniscurilor.
- Fibrele posterioare ale ligamentului colateral medial sunt atașate de marginea medială a meniscului medial.
- Ligamentul colateral lateral este separat de menisc prin tendonul mușchiului popliteu, care trimite o inserție la marginea posterioară a meniscului lateral.
- Tendonul semimembranos trimite o expansiune spre marginea posterioară a meniscului medial.
- Ligamentul încrucișat posterior are fibre care se atașează de cornul posterior al meniscului lateral (ligamentul meniscofemural).
- Ligamentul încrucișat anterior are fibre care se atașează de cornul anterior al meniscului medial.



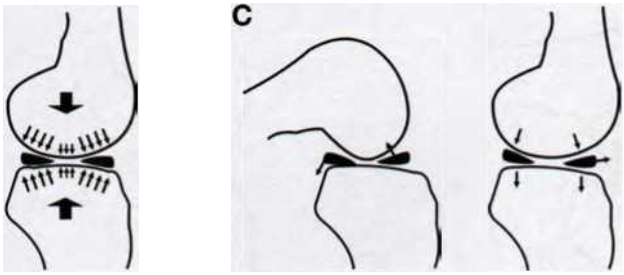


Figura 13-2.
A. Relaciones anatómicas de los meniscos.
B. Transmisión de fuerzas a compresión en la rodilla en extensión.
C. Situación de los meniscos en flexión y extensión.

Meniscurile însoțesc condilii femurali în alunecările lor anteroposterior și rotațiile orizontale pe platoul tibial. În extensie, aceștia sunt trași înainte de lambourile meniscopatelare. În flexie, meniscul medial este tras înapoi de expansiunea capsulară a mușchiului semimembranos, iar meniscul lateral de tendonul popliteu (Fig. 13-2C).

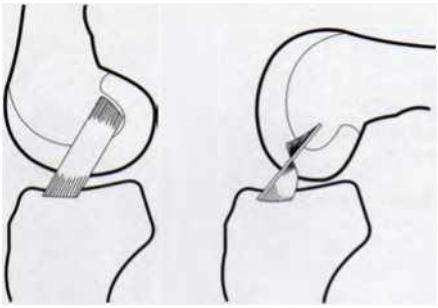
Meniscurile, prin creșterea congruenței articulare, acționează și ca elemente stabilizatoare ale genunchiului. Cu genunchiul extins, condilii prezintă raza lor mai mare de curbură față de platoul tibial, iar meniscurile sunt perfect ajustate între suprafețele articulare (Fig. 13-2B). Acest lucru permite transmiterea forțelor de compresie prin genunchi și contribuie astfel la stabilitatea acestuia. În schimb, în flexie, condilii prezintă raza lor mai mică față de platou, iar meniscurile pierd o parte din contactul cu femurul, ceea ce promovează mobilitatea în detrimentul stabilității.

Datorită rolului important pe care meniscurile îl joacă în transmiterea sarcinii pe suprafața articulară, meniscectomia predispune la dezvoltarea osteoartritei genunchiului.

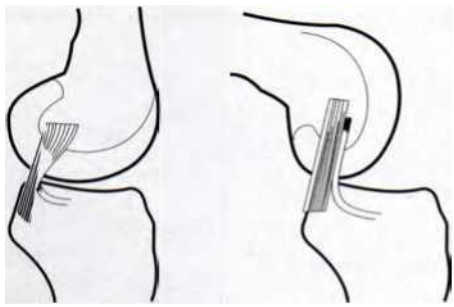
Structura capsuloligamentară

Aparatul capsuloligamentos al genunchiului este alcătuit dintr-un pivot central și structuri periferice laterale și posterioare (Fig. 13-3). Ansamblul are o funcție de stabilizare.

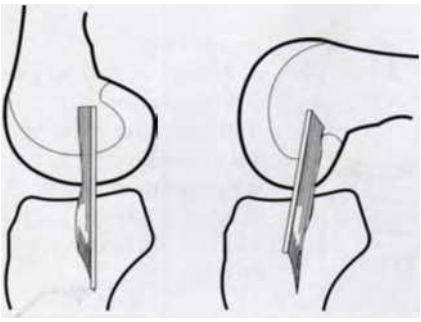
Pivotul central este format de ligamentele încrucișate, care sunt adăpostite în incizura intercondiliană. Ligamentul încrucișat anterior se inserează în suprafața prespinală a tibiei și se întinde posterior, lateral și superior pentru a se insera în condilul lateral într-o zonă alungită vertical.



Ligamento cruzado anterior



Ligamento cruzado posterior



Ligamento lateral interno

Ligamento lateral externo

Figura 13-3. Ligamentos de la rodilla.

Ligamentul încrucișat posterior se extinde de la suprafața retrospinală anterior până la o zonă alungită orizontal a condilului medial. De la inserția lor tibială la cea condilară, ambele ligamente se răsucesc în direcții opuse, forțate de orientarea perpendiculară a zonelor lor de inserție.

Acest lucru are ca rezultat următoarele: în funcție de poziția genunchiului, unele fibre din fiecare ligament vor fi sub tensiune, în timp ce altele vor fi relativ laxe. Fibrele posterolaterale ale ligamentului încrucișat anterior, care cuprind două terve din grosimea sa, sunt întinse în extensie și devin progresiv mai laxe pe măsură ce flexia crește până la 90°. În acest moment, însă, fibrele anteromediale sunt cele care sunt sub tensiune. Opusul se întâmplă în cazul ligamentului încrucișat posterior. Fasciculul anterolateral mai puternic este întins în flexie, în timp ce puținele fibre posteromediale rămân întinse în extensie.

Datorită acestei tensionări și relaxări sincrone, ambele ligamente ajută la stabilizarea genunchiului în diferite poziții: ligamentul încrucișat anterior controlează în principal extensia și deplasarea anterioară a tibiei sub femur; ligamentul încrucișat posterior are același efect asupra flexiei și deplasării posterioare a tibiei. În plus, înfășurarea ligamentelor încrucișate în flexie limitează posibilitatea rotației tibiale interne față de femur și, prin apropierea suprafețelor articulare, restricționează mișcarea laterală. Rotația internă și varusul sunt astfel controlate eficient de acțiunea ligamentelor încrucișate.

Printre structurile periferice, sunt de remarcat complexele ligamentoase medial și lateral . Complexul medial, situat pe partea internă a genunchiului, este format în principal de ligamentul capsular anterior, descris de Cabot, care se extinde

în jos și înainte de la epicondil până la tuberozitatea tibială. Imediat în spate de acesta se extinde evantaiul medial format de straturile superficiale și profunde ale ligamentului colateral medial clasic.

În regiunea posteromedială se găsesc cele trei fascicule ale entității funcționale pe care Hughston și Cois au numit-o ligamentul oblic posterior. Funcția acestui complex intern este de a controla valgusul și rotația externă a tibiei față de femur. În extensie, fibrele mediale și ligamentul oblic posterior, împreună cu capsula posterioară, sunt întinse; acest ansamblu este denumit în literatura medicală franceză condilul *coque.*

În timpul flexiei, fibrele anterioare rămân întinse, deoarece inserția lor este anterioară axei de mișcare, limitând rotația externă și deplasarea anterioară a tibiei. Această acțiune este sintonică cu cea a ligamentului încrucișat anterior și, într-o oarecare măsură, protectoare față de acesta. Ligamentul oblic posterior acționează, de asemenea, ca o forță stabilizatoare în timpul flexiei, deoarece fibrele sale sunt tensionate prin contracția mușchiului semimembranos. Complexul ligamentar lateral, pe partea externă a genunchiului, este mult mai puțin dezvoltat decât complexul medial. Acest lucru se datorează stresului fiziologic în valgus și controlului eficient pe care ligamentele încrucișate îl exercită asupra rotației tibiale interne.

Porțiunea anterioară a compartimentului este ocupată de banda lui Maissiat , o continuare a fasciei lata până la inserția sa la tuberculul lui Gardy, care are o semnificație funcțională redusă. Posterior, între condilul lateral și capul fibular, se află ligamentul colateral lateral clasic, traversat de-a lungul traiectului său de tendonul popliteului. Mai posterior, se stabilesc o serie de conexiuni fibroase între aponevroza popliteului și periferia meniscului lateral, ligamentul arcuat și capsula posterioară.

Sistemul muscular

Sistemul muscular are o dublă misiune la nivelul genunchiului: pe de o parte, de a propulsa - mobilitatea activă și, pe de altă parte, prin coaptarea suprafețelor articulare, contribuie la stabilitatea acestuia.

Cel mai important mușchi este cvadricepsul (fig. 13-4A), a cărui funcție este de a extinde - genunchiul, controlând pasiv flexia și acționând ca un antagonist al mușchilor ischiogambieri și al gravitației.

Ca element stabilizator, are următoarele misiuni:

- Fiind anterior față de axa de flexie, previne deplasarea posterioară a tibiei, acționând - sinergic cu ligamentul încrucișat posterior.
- Echilibrul dintre vastus lateralis, rectus femoris și vastus medialis este responsabil pentru stabilizarea rotulei în trohleea femurală.
- Expansiunile lor strâng capsula articulară, iar tracturile fibroase care le leagă de meniscuri determină deplasarea meniscurilor înainte în timpul extensiei genunchiului.
- Ca și alte mase musculare, acesta acoperă suprafețele articulare, împiedicând mișcările bruște dintre femur și tibie.

sartorius , *gracilis* și *semitendinosus* (Fig. 13-4B), care formează pes anserinus la inserția lor tibială, acționează în principal ca flexori ai genunchiului, cu o forță de 4 până la 10 ori mai mare decât cea pe care o dezvoltă ca rotatori interni ai tibiei. Eficacitatea lor ca rotatori crește pe măsură ce flexia progresează de la 0 la 90°. Astfel, ei asistă dinamic structurile mediale și ligamentul încrucișat anterior prin opoziția față de rotația externă și deplasarea anterioară a tibiei.

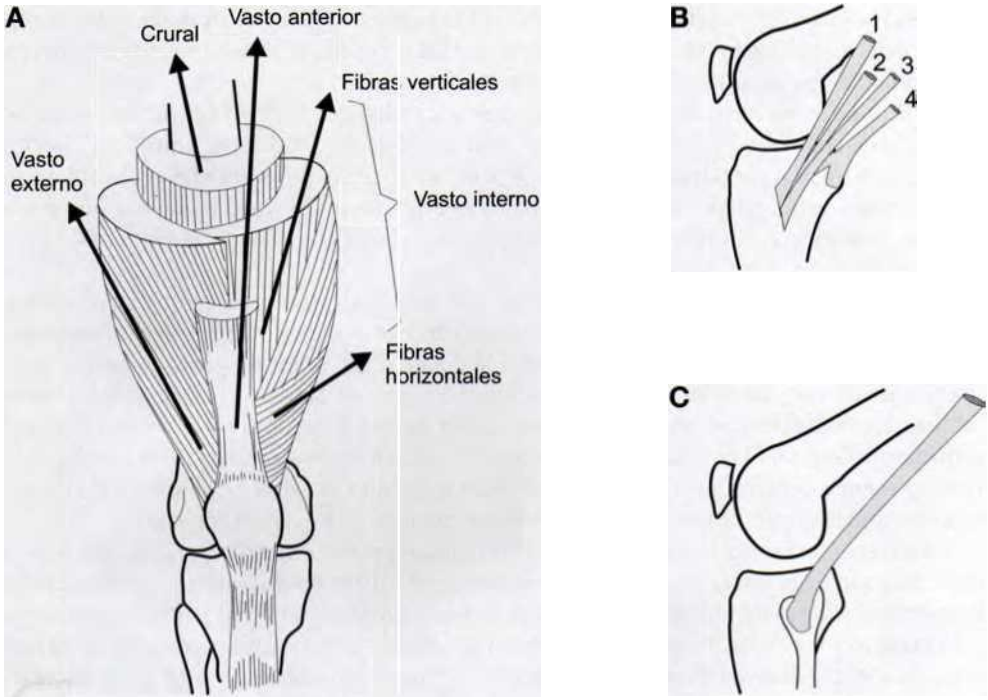


Figura 13-4. Mușchi. A. Cvadriceps. B. 1: sartorius; 2: gracilis; 3: semitendinosus; 4: semimembranosus . C. Biceps.

De asemenea, pe partea medială, *semimembranosul* acționează ca un flexor puternic, controlează extensia ca antagonist al cvadricepsului și contribuie la rotația internă a tibiei. Contracția sa tensionează elementele capsulare posterioare, trage meniscul medial posterior și acționează ca un agonist al ligamentului încrucișat anterior prin prevenirea deplasării anterioare a tibiei.

Pe partea laterală, bicepsul (Fig. 13-4C) acționează ca un flexor, controlând astfel extensia. De asemenea, este un rotator extern al tibiei și un tensor al capsulei posterolaterale și, prin urmare, un sinergist al ligamentului încrucișat anterior.

În cele din urmă, mușchiul popliteu este un rotator intern al tibiei sub femur, cu o putere flexoare redusă și trage puternic meniscul lateral înapoi, însoțind direct acțiunea mușchiului încrucișat posterior de împingere a tibiei înainte.

Cinetică

Stație bipedă

Un membru inferior fiziologic este considerat a fi cel care prezintă o deviație în valgus de 5 ° la nivelul genunchiului (Fig. 13-5A). În aceste condiții, axa mecanică (M) a membrului trece prin centrul capului femural, prin centrul genunchiului aproximativ la nivelul spinelor tibiale și prin centrul astragalului.

Într-o poziție bipedă, greutatea susținută de ambii genunchi este proporțională cu segmentul

corpului situat deasupra lor, adică coapsele, pelvisul, trunchiul, capul.

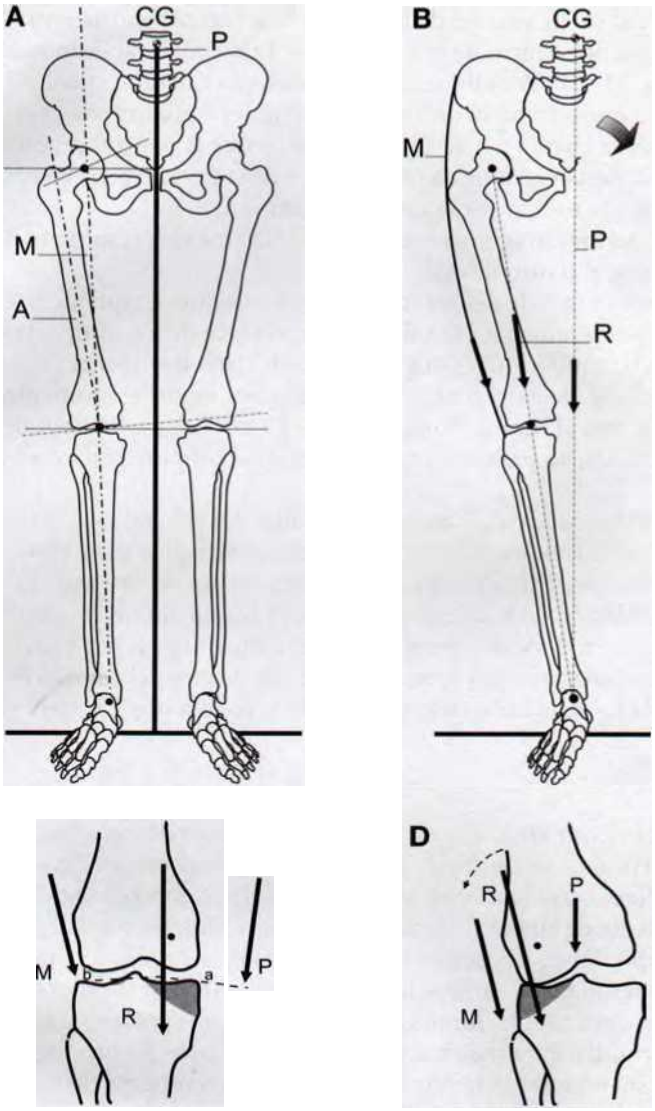


Figura 13-5. Cinetica genunchiului. Plan frontal (pentru abrevieri, vezi textul). A. Poziție bipedă. B. Poziție monopedă. C. *Genu* varum. D. *Genu* valgum.

situat la nivelul discului intervertebral L4-L5. Din acest

Extremitățile inferioare și superioare reprezintă 85,6% din greutatea totală a corpului (Braune și Fischer). Centrul de greutate (CG) al tuturor acestor segmente este situat la nivelul celei de-a treia vertebre lombare. Greutatea concentrată la acest centru de greutate este transmisă prin pelvis la sol prin intermediul ambelor extremități inferioare, astfel încât fiecare genunchi suportă jumătate din sarcină (43%). În aceste condiții, efortul muscular necesar pentru menținerea echilibrului este practic neglijabil (Maquet, 1984).

Suport pentru monopied

În aceste condiții, sarcina suportată de genunchi este aceeași ca în poziția bipedă - plus greutatea membrului contralateral. Centrul de greutate al acestei mase este diferit de cel precedent și este

punct, forța se transmite la sol prin genunchi. Această forță este reprezentată de un vector P care trece prin articulația genunchiului, aplicându-se tangențial acesteia (Fig. 13-5B). Aceasta creează un moment varus care va determina rotația spre exterior a genunchiului. Pentru a preveni acest lucru și a menține echilibrul membrului, este necesară o forță egală , dar opusă, pentru a o neutraliza; această forță este de origine musculară (M) și este alcătuită din tensor fasciae latae, biceps brahial și gluteus maximus și este transmisă la genunchi prin banda iliotibială (sau banda iliotibială).

Aplicarea acestor două forțe opuse asupra genunchiului creează un R rezultant care va trece aproximativ prin centrul său.

Când genunchiul prezintă orice tip de deformare axială, acest sistem de echilibru este serios compromis, rezultând o suprasolicitare mecanică a articulației . Cele două deformări cele mai frecvente sunt descrise mai jos.

În *genu* varum P (Fig. 13-5C), momentul se îndepărtează de centrul genunchiului, astfel încât momentul varus (P xa) crește în raport cu momentul muscular (M x b). Rezultanta R a ambelor forțe se deplasează spre interior, trecând prin compartimentul medial, supraîncărcându-l astfel.

În *genu* valgum (Fig. 13-5D), condilul lateral (P) se deplasează mai aproape de centrul genunchiului . Valgusul este în general bine tolerat deoarece valorile momentului varus și ale - condilului lateral scad, iar rezistența (R) devine mai puțin intensă. Cu toate acestea, forța condilului lateral depinde atât de genunchi, cât și de șold. Dacă șoldul necesită un condil lateral puternic pentru echilibru, la genunchi acest lucru se traduce printr-o rezistență (R) crescută care se deplasează lateral. Când această deplasare depășește centrul de rotație al condilului femural lateral, femurul se înclină pe tibie, destabilizând genunchiul (Fig. 13-5D).

Echilibrul în plan sagital

Să ne imaginăm membrul inferior într-o poziție de ușoară flexie a articulațiilor sale (Fig. 13-6). În această poziție, linia verticală a centrului său de greutate trece prin antepicior. În această situație, greutatea corpului va flecta piciorul la nivelul labei piciorului. Acest lucru este compensat de mușchiul triceps sural, rezultanta ambelor forțe trecând prin axa de flexie a gleznei.

În mod similar, greutatea corpului tinde să încline pelvisul înainte, o mișcare contrabalansată de mușchii ischiogambieri. Rezultanta ambelor forțe traversează centrul capului femural și continuă în spatele genunchiului. Împreună cu tracțiunea mușchilor gambei, aceste forțe tind să flecteze genunchiul. Pentru a menține echilibrul, este necesară o forță în fața genunchiului, reprezentată de cvadriceps. Forța rezultantă trebuie să treacă neapărat prin axa de flexie a genunchiului.

Suma tuturor acestor forțe este reprezentată schematic de vectorul R4.

În *genu* flexum, R4 crește în intensitate, iar forța femurului asupra tibiei crește. În același timp, suprafețele osoase în contact scad și devin posterioare . Toate acestea vor cauza o suprasolicitare articulară în acest segment posterior.

Cinematică

Genunchiul prezintă mobilitate în toate cele trei planuri spațiale: sagital, frontal și orizontal . Cea mai mare amplitudine de mișcare este flexia-extensia, care are loc în planul sagital. Flexia activă atinge 140°, flexia pasivă 160°, iar hiperextensia 15°. Această mișcare de flexie-extensie nu este o simplă mișcare de tip balama, ci este însoțită de rotația automată și alunecarea femurului pe tibie.

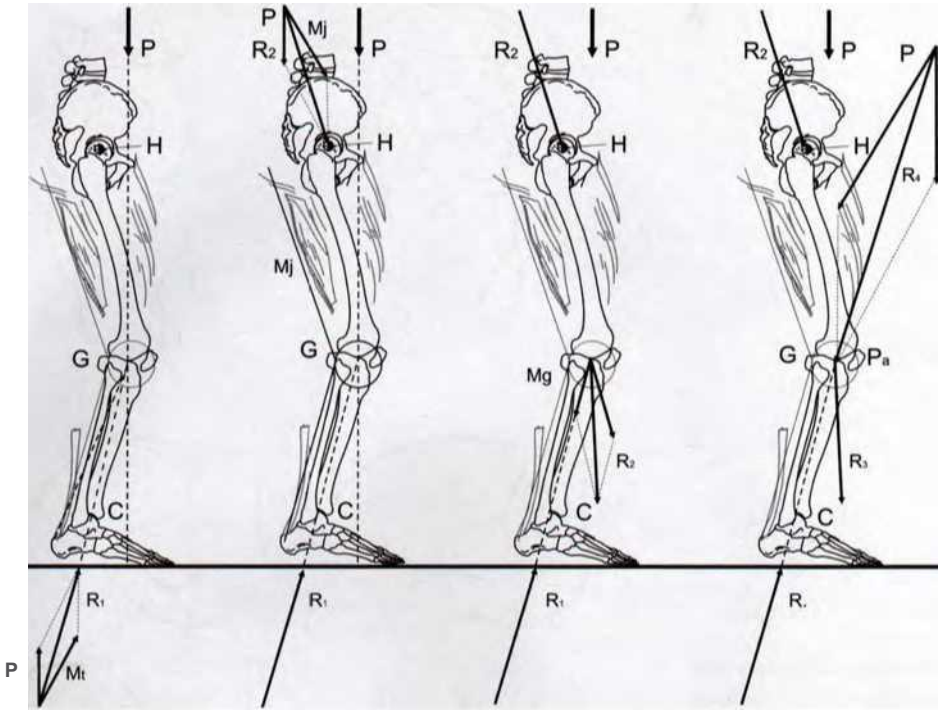


Figura 13-6. Cinética de la rodilla. Plano sagital.

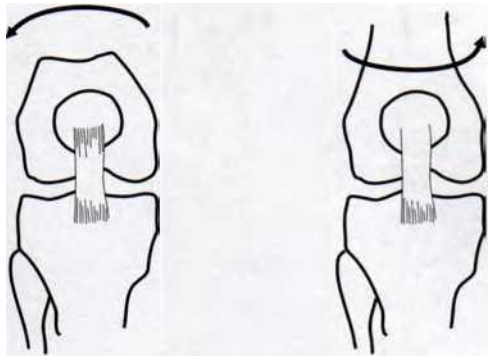
Această mișcare complexă este determinată de forma condililor femurali și a platoului tibial și de funcționarea complexului ligamento-meniscal pe care l-am descris.

Faptul că curbura condilului extern este mai mare decât cea a condilului intern și că în plan sagital condilii sunt divergenți înapoi, înseamnă că în flexie deplasarea efectuată de condilul extern este mai mare decât cea internă, ceea ce antrenează o rotație externă a femurului pe tibie ce atinge un arc de aproximativ 10°.

În extensie, deoarece suprafața articulară a condilului medial se extinde mai înainte decât cea a condilului lateral, atunci când condilul lateral a ajuns la sfârșitul amplitudinii sale de mișcare, este forțat să se rotească intern, determinând blocarea genunchiului în extensie maximă (Fig. 13-7A). În această situație, așa cum s-a explicat anterior, femurul realizează coaptarea optimă pe tibie cu ajutorul ambelor meniscuri, facilitând astfel transmiterea forțelor de compresie și a stabilității.

Flexia genunchiului nu este posibilă prin simpla rulare a condililor pe platou, deoarece lungimea condilului este dublă față de cea a tibiei. Pentru a preveni dislocarea condililor de pe platou, este necesară o mișcare de alunecare pe lângă mișcarea de rulare (Fig. 13-7B). Rularea simplă are loc doar în condilul medial în timpul primilor 10° de flexie și în condilul lateral în timpul primilor 20°.

Ligamentele încrucișate joacă un rol crucial în controlul acestei mișcări complexe și, împreună cu segmentele osoase dintre inserțiile lor, au fost comparate cu un lanț cinematic închis format din patru bare a căror



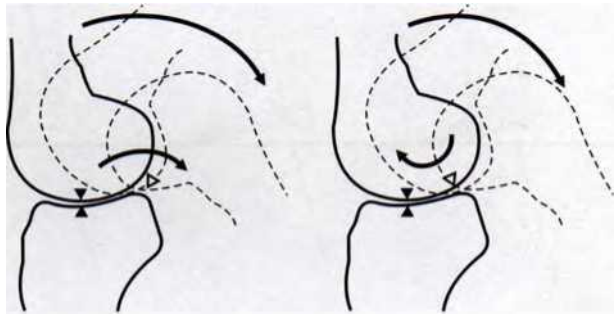


Figura 13-7. Cinematica genunchiului.
A. Mișcare automată de rotație. B. Mișcare de alunecare.

Tensiunea determină cantitățile relative de rostogolire-alunecare care trebuie să aibă loc în timpul flexării-extensiei.

Indiferent de rotația automată tocmai descrisă, de la 20° de flexie încolo, poate apărea o mișcare de rotație liberă, care crește până la 60°, ca urmare a reducerii progresive a razei de curbură a condilului și a scăderii corespunzătoare a tensiunii ligamentare și a pierderii parțiale a contactului dintre menisci și condili. Rotația tibială activă atinge 30° de rotație externă și 10° de rotație internă.

Între 60 și 90° de flexie, rotația activă rămâne stabilă și scade din nou de la 90°.

Flexia genunchiului permite și mișcări laterale ușoare, valgus și varus, care nu depășesc 12° și care facilitează adaptarea piciorului la neregularitățile terenului.

Aceste mișcări pe care genunchiul le poate efectua în cele trei planuri ale spațiului sunt controlate de elementele de stabilizare deja menționate. În concluzie, se poate spune că:

1. În extensie, genunchiul este stabilizat prin autoblocare, tensiunea și încordarea ligamentelor încrucișate, prin tensiunea structurilor laterale și posterioare și prin acțiunea cvadricepsului.
2. Flexia-rotația internă-varusul este limitat de complexul ligamentos extern, de auto-înfășurarea progresivă a ligamentelor încrucișate și de biceps.
3. Flexia-rotația externă-valgus este controlată de complexul ligamentos intern și de mușchii pes anserinus și semimembranosus.

Biomecanica articulației patelofemurale

Memento anatomic

Componentele osoase ale articulației femuro-patelare sunt două: trohleea femurală și rotula.

Trohleea este alcătuită din suprafața anterioară a condililor femurali, care au o structură asimetrică: condilul extern este mai scurt decât condilul intern și are o înclinare diferită pentru a se adapta formei rotulei.

Rotula este un os sesamoid inclus în mecanismul extensor al genunchiului. Are o formă triunghiulară cu două fațete articulare asimetrice. Fațeta laterală este mai lată decât fațeta medială și are un unghi de înclinare mai mic; ambele fațete formează un unghi de 120°. Această încadrare, creată de forma triunghiulară a rotulei în trohleea femurală, contribuie la stabilitatea articulației, care are o tendință naturală spre dislocare laterală datorită acțiunii aparatului musculotendinos. Mecanismul extensor al genunchiului este format din cvadriceps, rotulă și tendonul rotulian. Acest ansamblu trebuie considerat o unitate funcțională, iar atât cvadricepsul, cât și tendonul rotulian servesc la menținerea rotulei în poziție.

Cvadricepsul, situat la polul superior al rotulei, își distribuie inserțiile astfel (Fig. 13-4A): rectus femoris se inserează superficial, paralel cu axa femurului. Urmând aceeași direcție, într-un plan mai profund, găsim tendonul mușchiului intermedius. Între aceștia doi, cu inserțiile lor intersectate , se află vastus lateralis și vastus medialis. Inserția vastus lateralis este înclinată cu aproximativ 30° față de axa rotulei, astfel încât contracția sa tinde să o disloce lateral. Inserția vastus medialis coboară mai distal decât cea a vastus lateralis și se extinde de-a lungul marginii mediale a rotulei. Pe măsură ce fibrele musculare ale vastus medialis coboară, acestea devin mai orizontale și formează așa-numita „porțiune transversală a vastus medialis", care formează un unghi de aproape 80° cu axa rotulei. Această configurație specială a vastus medialis este importantă pentru stabilizarea rotulei în trohleea femurală.

Tendonul rotulian se întinde de la polul inferior al rotulei până la tuberozitatea tibială. Este un tendon gros, conic, net diferențiat de structurile înconjurătoare.

Pentru a-și menține poziția, rotula are și suporturi laterale sau aripioare patelare.

Retinaculul patelar medial este format din retinaculul medial care merge spre condilul medial și din partea distală a vastus medialis.

Retinaculul rotulian extern este format de retinaculul extern sau ligamentul femuros patelo-patelar, de expansiunea rotuliană a mușchiului tensor fasciae latae și de partea distală a mușchiului vastus lateralis.

Cinetică

Rotula are două funcții biomecanice importante. Pe de o parte, ajută la extensia genunchiului prin creșterea brațului de pârghie al cvadricepsului pe întreaga gamă de mișcare. Brațul de pârghie este format de linia perpendiculară care se extinde de la tendonul rotulian până la centrul de rotație al articulației tibiofemurale. Prin urmare,

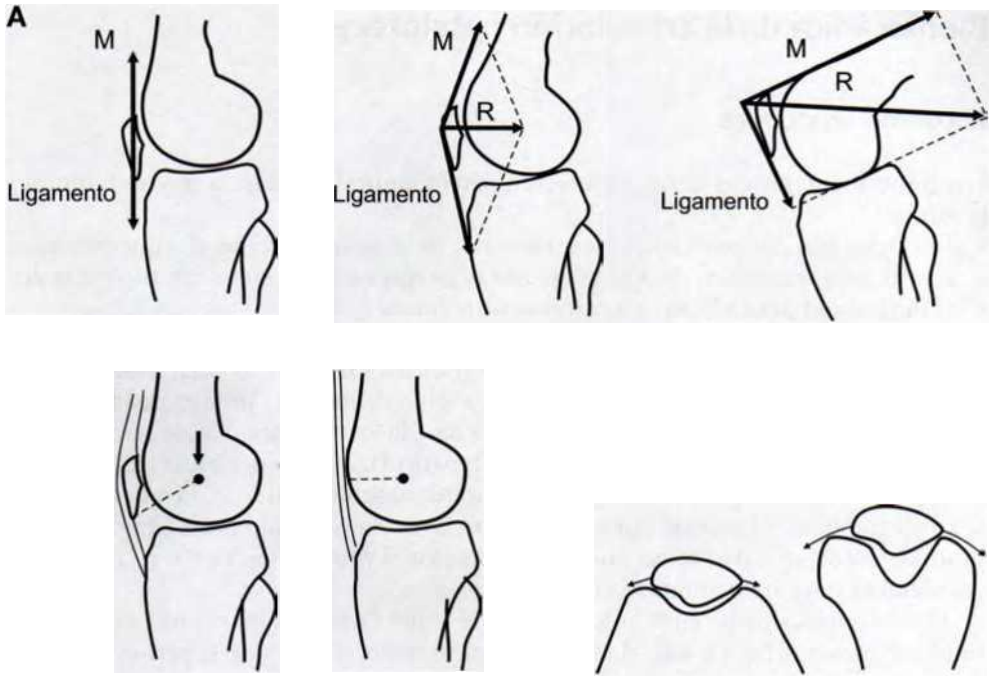


Figura 13-8. Cinetică patelofemurală. A. Creșterea forței patelofemurale odată cu flexia genunchiului. B. Efectul patelectomiei asupra acțiunii cvadricepsului. C. Contact patelofemural în flexie și extensie.

Pacienții patelectomizați trebuie să compenseze lipsa rotulei cu o forță mai mare a cvadricepsului (Fig. 13-8B).

A doua funcție biomecanică a rotulei este de a permite o mai bună distribuție a forțelor de compresiune pe femur, deoarece crește suprafața de contact dintre femur și tendonul rotulian.

De la lucrările lui Kummer (1962), analiza fizică a forțelor exercitate asupra genunchiului în plan sagital a fost bine înțeleasă. În acest plan, asupra rotulei acționează două forțe : una din partea cvadricepsului și alta, acționând în direcția opusă, din partea tendonului rotulian. Cu genunchiul extins, aceste două forțe se anulează reciproc. Când genunchiul începe să se flexeze, se creează o forță rezultantă care comprimă rotula împotriva femurului. Pe măsură ce flexia crește, această forță rezultantă crește și ea (Fig. 13-8A). Același lucru se întâmplă dacă magnitudinea oricăreia dintre forțele aplicate rotulei crește, ceea ce este reprezentat clinic prin contracția crescută a cvadricepsului.

În timpul mersului normal pe teren plat, unde flexia genunchiului este minimă, forța de reacție la nivelul articulației femuro-patelare este de aproximativ jumătate din greutatea corporală, sau 35 kg. Cu toate acestea, la urcarea sau coborârea scărilor, care necesită flexia genunchiului de aproximativ 90°, se generează forțe femuro-patelare de trei ori greutatea corporală. Acest lucru explică de ce pacienții cu afecțiuni femuro-patelare prezintă adesea apariția simptomelor clinice la urcarea sau coborârea scărilor.

Există trei tipuri de rotule în funcție de suprafața lor articulară totală: mici (9 cm^{2}), medii (12 cm^{2}) și mari (16 cm^{2}). Având în vedere suprafața mică—

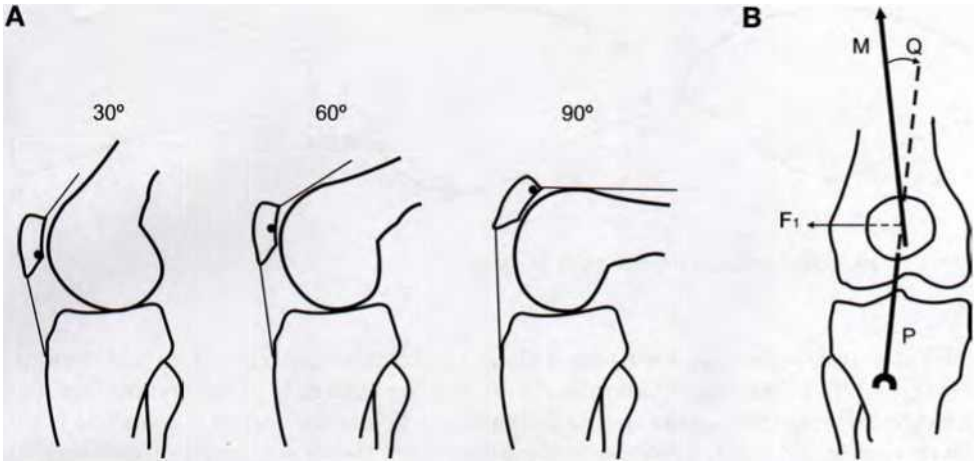


Figura 13-9. Cinematica femurală patelară. A. Deplasarea zonei de încărcare patelară în extensie sau flexie. B. Unghiul Q.

Având în vedere structura articulară a articulației patelare și faptul că aceasta este supusă unei presiuni mari (este articulația cea mai solicitată din corp), nu este surprinzător faptul că articulația patelofemurală este considerată cea mai afectată de osteoartrită, deoarece o astfel de solicitare mecanică semnificativă necesită o congruență articulară perfectă. Cu toate acestea, datorită caracteristicilor sale anatomice și funcționale, rotula este predispusă la dezvoltarea displaziilor și subluxațiilor, care pot duce la tulburări biomecanice, așa cum vom discuta mai târziu.

Cinematică

În timpul flexiei și extensiei genunchiului în plan sagital, rotula suferă o deplasare descendentă de aproximativ 7 cm (Fig. 13-9A) peste trohleea femurală. Este important de reținut că în niciun moment al acestei mișcări rotula nu prezintă întreaga sa suprafață în contact cu femurul; ea se deplasează din treimea distală a rotulei în timpul extensiei în treimea proximală în timpul flexiei.

De la extensie completă până la flexie de 90°, atât condilii mediali, cât și cei laterali se articulează cu rotula. În flexie maximă, rotula este încastrată în șanțul intercondilar (Fig. 13-8C).

Zonele exacte de contact dintre rotulă și trohleea femurală au fost studiate de diverși autori, cu unele discrepanțe în datele obținute. Ceea ce este clar, însă, este că zonele de contact sunt determinate în mare măsură de forma trohleei femurale și a rotulei. Wiberg (1941) descrie trei tipuri de rotulă pe baza suprafeței articulare a fațetelor mediale și laterale și a orientării acestora. El afirmă că condromalacia rotuliană este mai frecventă în grupele II și III, care au o fațetă medială mai mică și mai verticală decât fațeta laterală (Fig. 13-10).

Faptul că punctele de contact patelofemurale variază ajută la prevenirea supunerii aceleiași - zone de cartilaj la presiuni mari pentru o perioadă lungă de timp, evitând astfel supraîncărcarea și osteoartrita secundară.

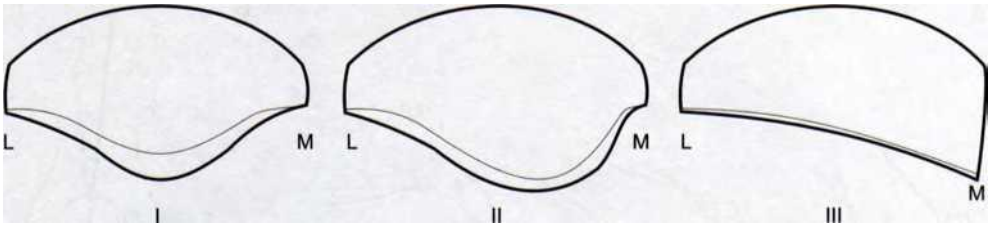


Figura 13-10. Tipuri de patelă descrise de Wiberg.

În mișcarea patelară în plan frontal, unghiul Q (Fig. 13-9B) este deosebit de relevant. Acest unghi determină orientarea axială a părții proximale a mecanismului extensor față de partea distală. Este format prin intersecția în centrul patelei a unei linii trasate de la spina iliacă antero-superioară și a unei alte linii trasate de la tuberozitatea tibială. Valoarea medie a acestui unghi este de 15°, puțin mai mică la bărbați și puțin mai mare la femei.

În primii 30° de flexie a genunchiului, rotula își poate manifesta instabilitatea prin poziție superioară și externă; în această poziție contracția cvadricepsului este lateralizantă, iar unghiul Q este maxim.

De la 30° încolo, rotula intră în șanțul trohlear, unghiul Q devine zero datorită rotației interne a tibiei față de femur, iar contracția cvadricepsului aplică cu forță rotula împotriva femurului, mărind și mai mult brațul de pârghie al fibrelor porțiunii transversale a vastus medialis, care, așa cum s-a explicat anterior, exercită o forță medializantă. Această combinație face ca rotula să-și piardă instabilitatea și să se centreze în trohleea femurală de la 30° încolo.

Această cinematică patelară poate fi alterată dacă există o nealiniere a patelei sau dacă există un dezechilibru între forța inserțiilor laterale externe și interne.

În cazurile de *genu* valgum, lateralizare a tuberozității tibiale sau hipotonie a vastus medialis, unghiul Q crește și rotula se deplasează lateral. Clinic, aceasta se manifestă ca subluxație sau dislocație patelară, fenomen remarcat în special de Trillai (1978).

În cazurile de retracție a lamboului patelar extern apare sindromul de hipertensiune externă descris de Ficat (1977), care este începutul sindromului de hiperpresiune externă caracterizat printr-o înclinare fără deplasarea rotulei spre exterior.

Sindromul de hiperpresiune externă și subluxația externă, deși similare clinic, sunt diferite din punct de vedere patogenetic.

Suprasolicitarea feței mediale a articulației femuro-patelare este mult mai puțin frecventă: subluxația medială poate fi datorată unui defect torsional al tibiei sau unei transpoziții interne a tuberozității tibiale. Hipertensiunea medială, secundară retracției retinaculului medial, poate fi observată în practica clinică zilnică ca o consecință a artrotomiei femuro-patelare mediale.

se găsesc anomalii anatomice precum patella baja sau patella alta .

Rotulele joase, mai puțin frecvente decât cele înalte, pot fi constituționale, din cauza unei - afecțiuni a cvadricepsului, cum ar fi paralizia, asociată cu *recurvarea rotuliană* , sau secundare unor cauze iatrogene. În aceste cazuri, rotula este în contact permanent cu trohleea, iar mecanismul de descărcare descris anterior se pierde.

O patelă cu poziție înaltă este o cauză foarte frecventă a condromalaciei. Acest lucru se datorează faptului că acest tip de patelă necesită un grad mai mare de flexie pentru a se potrivi în șanțul trohlear și rămâne într-o poziție instabilă pentru o gamă mai largă de mișcare.

LITERATURĂ

Blaimont P, Burnotte J, Bâillon JM, Duby P. Contribuție biomecanică la studiul condițiilor de echilibru la genunchiul normal și patologic. Aplicație la tratamentul varicelor. Acta Orthop Belg 1971; 37:573-592.

Bonnel E, Organizarea arhitecturală și biomecanică a articulației femurotibiale. La Gonarthrose, Paris: Masson, 1990; 1-19.

Fernández Fairén M. Studiu biomecanic al articulației femuro-patelare. Implicații clinicoterapeutice. Teză de doctorat. Universitatea din Zaragoza, 1986.

Ficat P, Hungerford DS. Afecțiuni ale articulației femuro-patelare. Baltimore: Williams și Wilkins, 1977. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Mecanica și patologia articulației femuro-patelare I. Anatomia funcțională a articulației femuro-patelare. J Bone Joint Surg 1966; 58B: 287-290.

Insali JN. Chirurgia genunchiului. New York: Churchill Livingstone, 1984.

Josa Bullich S. Cinética de la rodilla. En: Josa Bullich S, De Palacios y Carvajal J, eds. Cirugía de la rodilla. Bar celona: Jims, 1995.

Kapandji JA. Cuadernos de fisiologia articular. Barcelona: Toray-Masson, 1970.

Kummer B. Mers și postură în condiții normale, cu referire specială la membrele inferioare. Clin Orthop 1962; 25:32.

Maquet P. Biomecanica genunchiului. Berlin: Springer, 1984. Rochera Vilaseca R. Osteoartrita genunchiului. Madrid: Garcia, 1981.

Trillat A. Monografia Conferințelor lyoneze despre genunchi. Lyon, 1978.

Viladot A, Viladot Voegeli A. Cinematica genunchiului. În: Josa Bullich S, De Palacios y Carvajal J, eds. Chirurgie la genunchi . Barcelona: Jims, 1995.

Vilarrubias JM. Patologia aparatului extensor al genunchiului. Barcelona: Jims, 1986.

Wiberg G. Studii radiografice și anatomice asupra articulației femuro-patelare. Act Orthop Scand 1941; 12:319-410.

Capitolul 14

Biomecanica gleznei

A. VILADOT VOEGELI

Articulația gleznei, datorită configurației sale anatomice, este una dintre cele mai congruente și, prin urmare, una dintre cele mai stabile articulații ale membrului nostru inferior. Prin intermediul acestei articulații se realizează mișcările de flexie și extensie ale piciorului. Structura sa corectă este fundamentală pentru menținerea arcului plantar și, din punct de vedere funcțional, funcționează în conjuncție cu articulațiile subtalară și Chopart, așa cum se explică în secțiunea despre biomecanica piciorului.

Memento anatomic

Articulația gleznei este formată de trohleea astragaliană și mortasa tibiofibulară (fig. 14-1).

Astragalus trochlea

Trohleea talară are forma unui segment de cilindru cu un unghi de aproximativ 105°. În plan orizontal, este mai lată anterior decât posterior. Diferența de lățime a fost măsurată de diverși autori; majoritatea sunt de acord că porțiunea anterioară este cu 4 până la 6 mm mai lată decât porțiunea posterioară. Inman (1976), după măsurarea a 100 de taluri, a constatat doar un procent minim (5% din cazuri) în care nu a existat nicio diferență între porțiunile anterioară și posterioară.

și cea posterioară. Datorită acestei forme de pană a trohleei, planurile care trec prin marginile sale laterale converg spre spate, formând un unghi deschis spre înainte de 5 °.

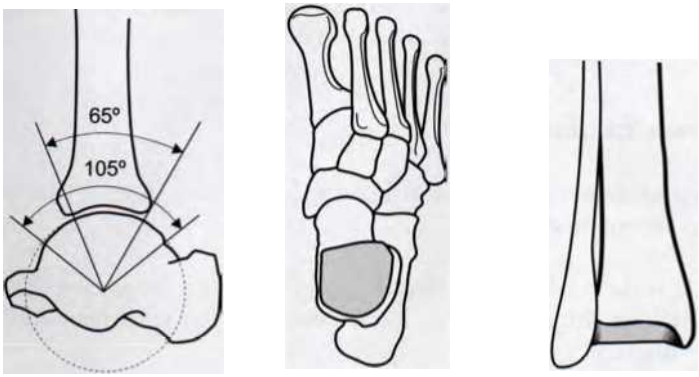


Figura 14-1. Estructura ósea del tobillo.

Privită de sus, suprafața trohleei este ușor canelată, ceea ce contribuie la stabilitatea acesteia în interiorul mortisei.

În planul longitudinal, fețele laterale sunt foarte diferite: fața interioară este slab dezvoltată, iar arcul său total este puțin mai mic decât cel al feței externe. Aceasta din urmă este mult mai lată, iar arcul său este mai mare, raza de curbură fiind, de asemenea, mai mare decât cea a feței interne. Această diferență dintre porțiunile externe și interne ale trohleei înseamnă că, în ansamblu, aceasta nu formează un cilindru perfect, ci mai degrabă un con trunchiat cu vârful îndreptat spre interior, așa cum au demonstrat Barnett (1952) și Hicks (1993).

Această formă determină ca atunci când există o mișcare de flexie-extensie în planul sagital, să existe o altă mișcare de adducție-abducție în planul transversal.

Înveliș tibiofibular

Este formată din partea cea mai distală a oaselor piciorului. La nivelul tibiei sunt implicate două suprafețe articulare: suprafața inferioară a capătului său distal, care, la fel ca trohleea talară, este mai lată anterior decât posterior, și suprafața laterală a maleolei mediale, care se articulează cu suprafața medială a talusului. La nivelul peroneului, partea medială a maleolei fibulare se articulează cu fațeta corespunzătoare a talusului.

Cele două maleole sunt ușor divergente în porțiunea lor anterioară pentru a se adapta părții anterioare a trohleei talare, planurile care trec prin fațetele articulare ale ambelor maleole convergând și ele posterior.

Maleola tibială medială este slab dezvoltată, iar principala sa funcție mecanică este de a rezista forțelor de tracțiune transmise prin ligamentul deltoid. Maleola fibulară laterală este mult mai puternică și mai distală decât maleola medială și se articulează cu fațeta articulară lată a talusului. Aceasta funcționează sub compresie, împiedicând călcâiul să se prăbușească în valgus.

Prin urmare, mortasa tibiofibulară se potrivește exact cu trohleea astragaliană. Are forma unui semicilindru de 65°, adică acoperă mai mult de jumătate din suprafața trohleară, ceea ce conferă o mare stabilitate articulației.

Pe lângă structurile osoase menționate anterior, care oferă gleznei o mare stabilitate, există și structuri capsuloligamentare care contribuie la stabilitatea articulației și fac parte din ceea ce Neer numește „mecanismul elastic de prindere a talusului” în interiorul mortasei tibiofibulare (Fig. 14-2). Conform acestui concept, talusul este închis într-un cerc elastic cu opritoare osoase: pilonul tibial, maleolele și articulația subtalară. Capsula și ligamentele articulației tibiotalare sunt

responsabile pentru asigurarea elasticității întregii structuri. Cele două articulații sunt descrise separat mai jos.

Articulația tibiofibulară inferioară

Această articulație este o articulație glisantă cu mobilitate foarte redusă și nu are capsulă. Este ținută împreună de trei ligamente:

1. *Ligament interosos.* Ocupă spațiul dintre cele două oase și este o extensie a membranei interosose. Este alcătuit din fascicule scurte care se întind oblic în jos și în exterior.

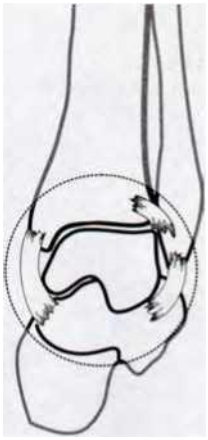


Figura 14-2. Mecanismul de prindere elastică a talusului.

2. *Ligament anterior.* Este o bandă fibroasă subțire care se întinde oblic în jos și spre exterior de la suprafața anterioară a pilonului tibial până la marginea anterioară a maleolei fibulare.

3. *Ligamentul posterior.* Mult mai gros și mai puternic decât cel anterior, acesta urmează și el un traiectul oblic în jos și în exterior, de la partea posterolaterală a pilonului tibial până la marginea posterioară a maleolei fibulare.

Articulația tibiotarsiană

Este o articulație trohleară care are o capsulă și ligamente (Fig. 14-3). Dintre acestea, cele mai importante sunt cele laterale.

Capsula articulară este mai groasă anterior decât posterior. Se inserează în tibie și peroneu la marginea suprafețelor articulare, extinzându-se cu câțiva milimetri dincolo de fața anterioară a pilonului tibial. În astragal, se inserează și la marginea suprafeței articulare, cu excepția părții anterioare, unde se inserează în gâtul astragalului.

Ligamentul colateral lateral este alcătuit din trei fascicule:

- Peroneoastragalul anterior: se extinde de la marginea anterioară a maleolei fibulare până la suprafața externă a gâtului talusului.
- Peroneocalcaneean: coboară vertical de la marginea anterioară și suprafața externă a maleolei fibulare până la suprafața externă a calcaneului, deasupra și în spatele tuberculului mușchilor peronieri.
- Ligamentul talofibular posterior: se extinde orizontal de la fosa internă a maleolei externe până la tuberculul extern al suprafeței posterioare a talusului.

Ligamentul colateral medial este cel mai puternic și este compus din două straturi. Stratul tibiotalar profund este format din două fascicule:

- Fasciculul anterior, de la marginea anterioară a maleolei tibiale până la partea interioară a gâtului talusului.
- Fasciculul posterior, oblic înapoi, de la partea inferioară a maleolei tibiale până la tuberculul intern al suprafeței posterioare a talusului.

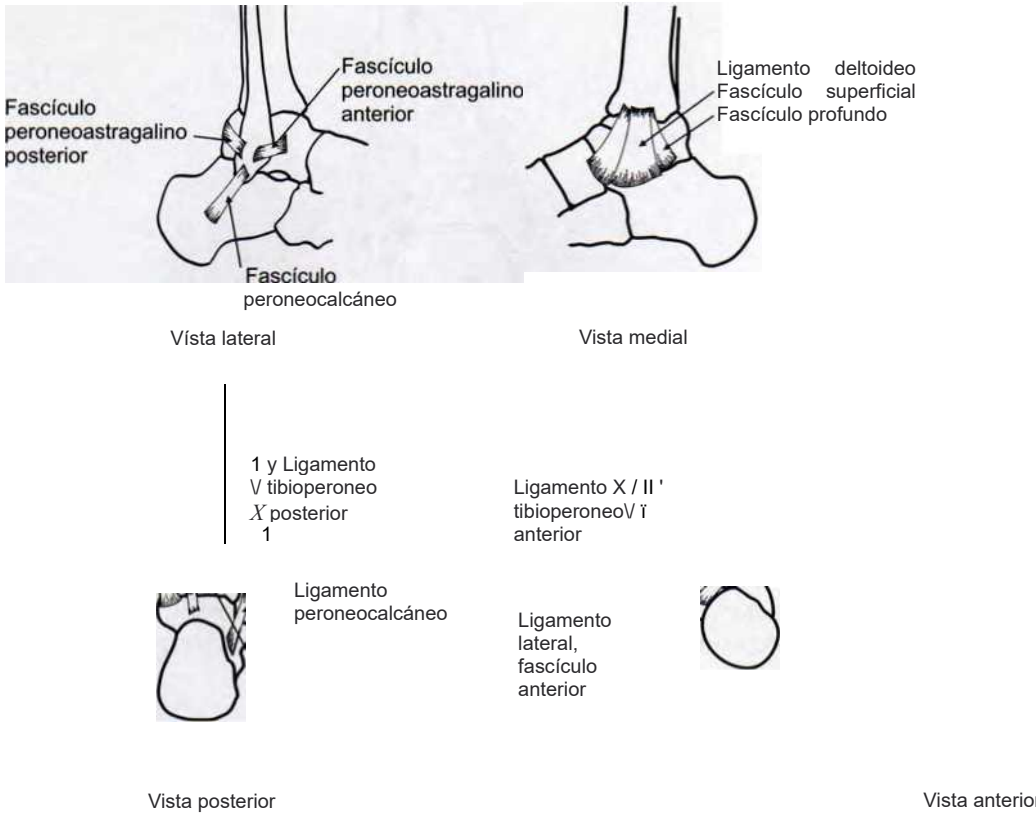


Figura 14-3* Ligamentele gleznei.

În plan superficial, ligamentul intern formează *ligamentul deltoid al lui Farabeuf,* care se extinde în evantai de la marginea anterioară a maleolei tibiale până la suprafața superioară a scafoidului, marginea medială a ligamentului glenoid și marginea liberă a stentaculului *inferior.*

Ligamentele anterioare și posterioare au o importanță redusă. Sunt întăriturí inconsistente ale capsulei.

Ligamentul fibulo-talocalcanean este situat pe fața posterioară a articulației . Se extinde de la marginea posterioară a maleolei fibulare până la tuberculul lateral de pe fața posterioară a talusului și fața superioară a părții posterioare a calcaneului. Acesta întărește aponevroza posterioară.

Cinematică

Glezna prezintă o mișcare primară care are loc în plan longitudinal, și anume flexie plantară și dorsiflexie a piciorului. Amplitudinea exactă a mișcării este dificil de determinat cu măsurători neinvazive, deoarece aceste mișcări sunt amplificate de cele ale articulațiilor subtalare și mediotarsale. În general, se acceptă că există aproximativ 15-20° de dorsiflexie și 40-50° de flexie plantară.

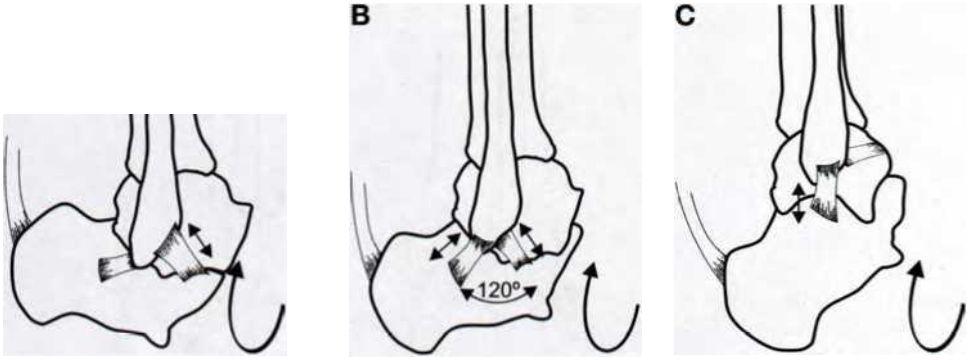


Figura 14-4. Acțiunea fasciculelor ligamentului colateral lateral. A. Flexie plantară. B. Flexie neutră. C. Dorsiflexie.

Centrul de rotație pentru această mișcare de flexie-extensie este situat în astragal. În dorsiflexie maximă, există un contact maxim între suprafețele articulare, iar articulația este blocată. Pe măsură ce începe flexia plantară, are loc decompresia articulației și alunecarea. Suprafața articulară portantă a gleznei este mare și variază între 11 și 13 cm².

Este important de evidențiat congruența perfectă dintre trohlee și mortasa tibiofibulară: aceasta din urmă acoperă un unghi de 65°, mai mult de jumătate din suprafața trohleei. Având în vedere că în timpul mersului normal, în faza de sprijin a membrului, amplitudinea mișcării este de doar 25°, aceasta explică incidența scăzută a osteoartritei la gleznele normale.

Această mișcare de flexie-extensie este ghidată de maleole și de ligamentele lateral, extern și intern.

Maleolele, așa cum a arătat Inman (1976), sunt perfect articulate cu astragalul pe toată aria articulară, ceea ce previne mișcările laterale ale talusului în interiorul mortisei.

Ligamentul deltoidian, pe partea internă, controlează valgusul calcaneului și sertarul anterior al gleznei: secționarea acestui ligament va provoca un sertar rotativ extern care va înclina astragalul în afara mortisei.

Ligamentul colateral lateral controlează inversia călcâiului datorită orientării unice a fasciculelor sale față de mortasa tibiofibulară (Fig. 14-4). În condiții normale, ligamentele talofibulare anterioare și calcaneofibulare formează un unghi de 120° în planul longitudinal. Într-o poziție neutră a gleznei, ambele ligamente previn inversia călcâiului. În dorsiflexie maximă, ligamentul talofibular anterior este orizontal față de mortasă și, prin urmare, cu greu poate acționa pentru a inhiba inversia; această acțiune este efectuată de ligamentul calcaneofibular, care se află într-o poziție verticală ideală. În flexie plantară maximă, se întâmplă opusul: ligamentul calcaneofibular este orizontal față de mortasă și, prin urmare, ligamentul talofibular anterior este cel care controlează inversia călcâiului, deoarece se află într-o poziție verticală, pe lângă faptul că previne testul sertarului anterior. Faptul că entorsele de gleznă apar de obicei cu glezna în flexie plantară și cu o mișcare de inversie a piciorului explică de ce ligamentul fibulo-talocrural este cel mai frecvent afectat, motiv pentru care mulți autori îl denumesc *ligamentul entorsei.*

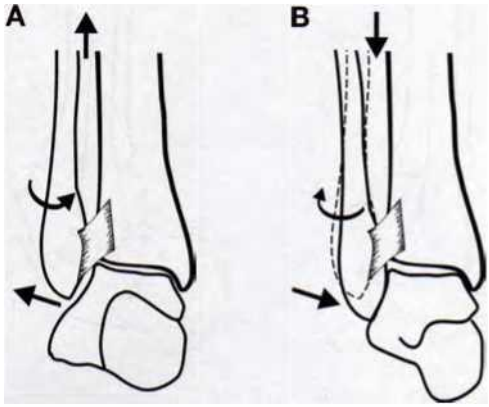


Figura 14-5. Mișcările maleolei fibulare.
A. Dorsiflexie
B. Flexia plantară.

În cazurile în care unghiul dintre cele două ligamente depășește 120°, la flexie plantară maximă, ligamentul talofibular anterior nu se află în poziția ideală pentru a inhiba inversia. Aceasta explică de ce gradul mic de înclinare sau spațiu articular pe care îl are astragalul în interiorul mortazei în plan frontal este mai mare în flexie plantară decât în poziții neutre sau de dorsiflexie.

Faptul că trohleea astragală este mai lată anterior decât posterior în plan orizontal înseamnă că, în timpul dorsiflexiei, maleola fibulară, mai mobilă, trebuie să efectueze o mișcare de abducție, elevație și rotație externă (Fig. 14-5A). Aceasta lărgește mortasa tibiofibulară cu aproximativ 2 mm, permițând trohleei să se acomodeze în interiorul acesteia. Opusul se întâmplă în timpul flexiei plantare (Fig. 14-5B).

Mișcările descrise au loc în sindosmoza tibiofibulară și sunt controlate de ligamentele interosose, membrana tibiofibulară și tonusul mușchilor profunzi ai feței posterioare a piciorului.

Armonia perfectă a flexiei și extensiei gleznei, așa cum s-a explicat anterior, necesită funcționarea corectă a articulației maleolare. Aceasta explică de ce, atunci când apare o fractură la acest nivel, dacă nu este redusă corespunzător, scăderea mobilității și osteoartrita se dezvoltă foarte rapid.

Axa de flexie-extensie a gleznei trece puțin sub vârfurile maleolelor (Fig. 14-6). Ținând cont de rotația externă a tibiei și de poziția mai distală a maleolei fibulare, axa este direcționată superior, medial și anterior. Unghiul pe care îl formează cu planul orizontal este de aproximativ 8 °, cu planul sagital de 20° și cu planul frontal de 6 °.

Poziția spațială a acestei axe, împreună cu ușoarele diferențe de curbură dintre cele două margini ale trohleei, înseamnă că mișcările de flexie plantară și dorsiflexie ale gleznei nu sunt pure (Fig. 14-7). Cu piciorul fix, flexia dorsală a piciorului implică o ușoară rotație externă (degetul mare este îndreptat spre exterior). În schimb, cu piciorul fix pe sol, piciorul nu se rotește, ci deviază lateral, spre interior în timpul flexiei dorsale și spre exterior în timpul flexiei plantare.

Cinetică

După cum am menționat deja, glezna are o suprafață portantă mare, ceea ce înseamnă că presiunile pe care le suportă cartilajul articular sunt mai mici decât cele ale șoldului.

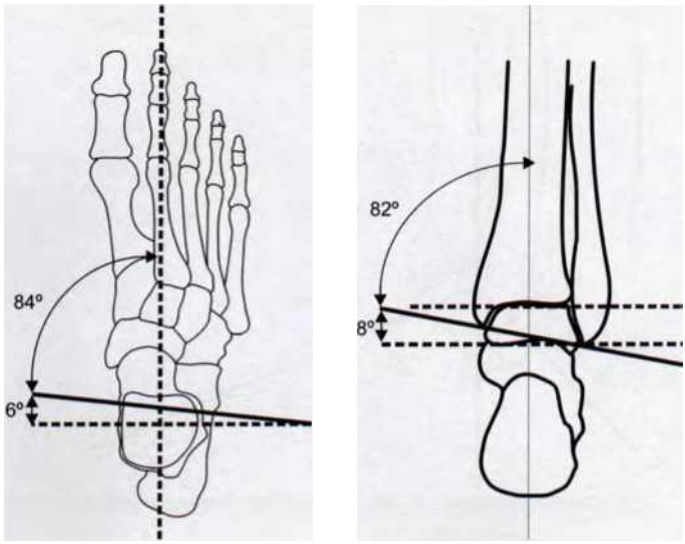


Figura 14-6. Eje de movimiento del tobillo.

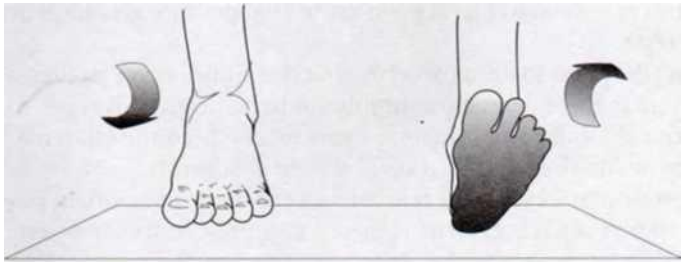


Figura 14-7. Movimiento de rotación del pie en el plano horizontal en relación con la flexoextensión del tobillo.

sau genunchiul. Din acest motiv, printre alți factori, osteoartrita esențială a gleznei este rară .

Într-o poziție bipedă, unde acțiunea musculară este minimă, fiecare gleznă susține aproximativ jumătate din greutatea corpului.

În timpul mersului, pe lângă greutatea corporală și forțele de reacție la sol, trebuie luate în considerare și forțele exercitate de acțiunea musculară. Stauffer (1977) a studiat aceste forțe și a constatat că majoritatea sunt exercitate de tricepsul sural și transmise prin tendonul lui Ahile. Grupul muscular pretibial acționează doar la începutul fazei de sprijin a mersului și exercită forțe de intensitate redusă: aproximativ 20% din greutatea corporală.

Pentru a calcula magnitudinea acestor forțe în plan sagital putem considera piciorul ca o pârghie de gradul doi (fig. 14-8).

Punctul de sprijin este constituit de sprijinul metatarsian.

Rezistența este constituită din greutatea corpului care este transmisă de tibie la picior prin gleznă.

Forța este exercitată de tendonul lui Ahile prin inserția sa în calcaneu (osul călcâiului). Acest tendon este al doilea cel mai puternic din corp, după tendonul rotulian.

Distanța dintre punctul de sprijin și rezistență se numește „braț de rezistență ”. Distanța dintre forță și punctul de sprijin se numește „braț de forță”.

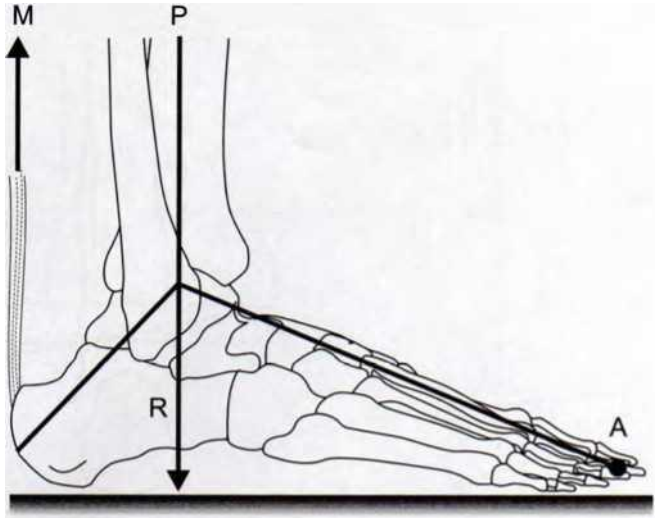


Figura 14-8. Piciorul constituie o pârghie de ordinul doi.

putere." La picior, al doilea este mai lung decât primul, ceea ce permite tendonului lui Ahile să ridice greutatea corpului.

În timpul mersului, la sfârșitul fazei de sprijin, tendonul lui Ahile își exercită forța maximă de tracțiune pentru a ridica piciorul de pe sol și a-l propulsa înainte în - faza de balansare. În acest moment, glezna este supusă unei forțe maxime de compresie, calculate ca atingând de cinci ori greutatea corporală.

Privită din față, glezna tinde să se proneze. Maleola fibulară puternică de pe partea laterală acționează ca un ligament de compresie, împiedicând această mișcare, în timp ce ligamentul deltoid de pe partea medială acționează ca un ligament de tracțiune, acționând ca o forță de tracțiune asupra maleolei tibiale.

Lambert a studiat funcția peroneului în transmiterea sarcinii și a putut verifica că o șesime din sarcina piciorului este suportată de aceasta și transmisă piciorului prin fațeta articulară externă a talusului.

BIBLIOGRAFIE

Barnett CH, Nadier JR. Axa de rotație a articulației gleznei la om : influența sa asupra formei talusului și mobilității fibulei. Anat 1952 ; 86: I.
Blaimont P, Libotte M, Klein P. Biomecanica articulației gleznei. Implicații clinice. Note din SOFCOT, 1986.
Inman VT. Articulațiile gleznei. Baltimore: Williams și Wilkins, 1976.
Kapandji I A. Cuadernos de physiologia articular: membru inferior. Barcelona: Masson, 1984.
Mann RA. Biomecanica piciorului și a gleznei. În: Du Vries HL, ed. Chirurgia piciorului. St. Louis: CV Mosby, 1978. Hicks JH. Mecanica piciorului: articulațiile. Anat 1993; 87:345.
Núñez-Samper M, Llanos Alcazar LF. Biomecanica, medicina și chirurgia piciorului. Barcelona: Masson, 1997. Proubasta 1. Studiu cinematic al gleznei. Advances in Trauma 1992; 22:1-5.
Sammarco GJ, Burstein AH, Frankel VH. Biomecanica gleznei: Un studiu cinematic. Orthop Clin North Am 1973; 4:75.
Stauffer RN, Chao EYS, Brewster RC. Analiza forței și mișcării articulației normale a gleznei și a protezei. Clin Orthop 1977; 127:189.
Viladot A. Cincisprezece lecții despre patologia piciorului. Barcelona: Toray, 1989.

Capitolul 15

Biomecanica piciorului

A. VILADOT VOEGELI

Piciorul, veriga cea mai distală a membrului nostru inferior, servește la conectarea corpului cu mediul înconjurător și este baza de susținere a sistemului nostru locomotor. Datorită lui, bipedismul și mersul sunt posibile. Așa cum se explică pe parcursul acestui capitol, piciorul are capacitatea, datorită biomecanicii sale unice, de a deveni o structură rigidă sau flexibilă, în funcție de nevoile pe care le îndeplinește și de caracteristicile terenului pe care se mișcă.

Mai mult, piciorul constituie o poartă fundamentală pentru stimulii proprioceptivi și exteroceptivi care, printr-un *mecanism de feedback,* ne permit să menținem echilibrul atât în situații statice, cât și dinamice.

Memento anatomic

Acest capitol nu descrie fiecare dintre cele 26 de oase care alcătuiesc piciorul, ci, pe baza unor criterii funcționale, prezintă separat cele trei părți fundamentale ale sale : arcada plantară, suportul posterior sau călcâiul și suportul anterior sau antepiciorul.

Bolta plantară

Arcul plantar are forma unei semicirculare deschise pe interior, care, dacă s-ar uni cu cea a celuilalt picior, ar forma un arc sferic complet.

Partea superioară a bolții, care rezistă forțelor de compresiune, este formată din oase; partea inferioară, care rezistă forțelor de tracțiune, este alcătuită din ligamente, aponevroze și mușchi scurți, care sunt structuri pregătite mecanic pentru această funcție.

În ea se pot distinge arcade longitudinale și transversale (fig. 15-1 A).

Arcadele longitudinale, convexe în sus, se extind de la calcaneu spre porțiunea anterioară. Cu cât sunt situate mai medial, acestea sunt cu atât mai înalte. Există cinci, fiecare corespunzând unui metatarsian:

1. Format de calcaneu-astragal-navicular-primul cuneiform și primul metatarsian. Formează un unghi de aproximativ 20° cu orizontala.
2. Calcaneu-astragal-navicular-al doilea cuneiform și al doilea metatarsian. Unghiul acestuia cu orizontala este de 15°.

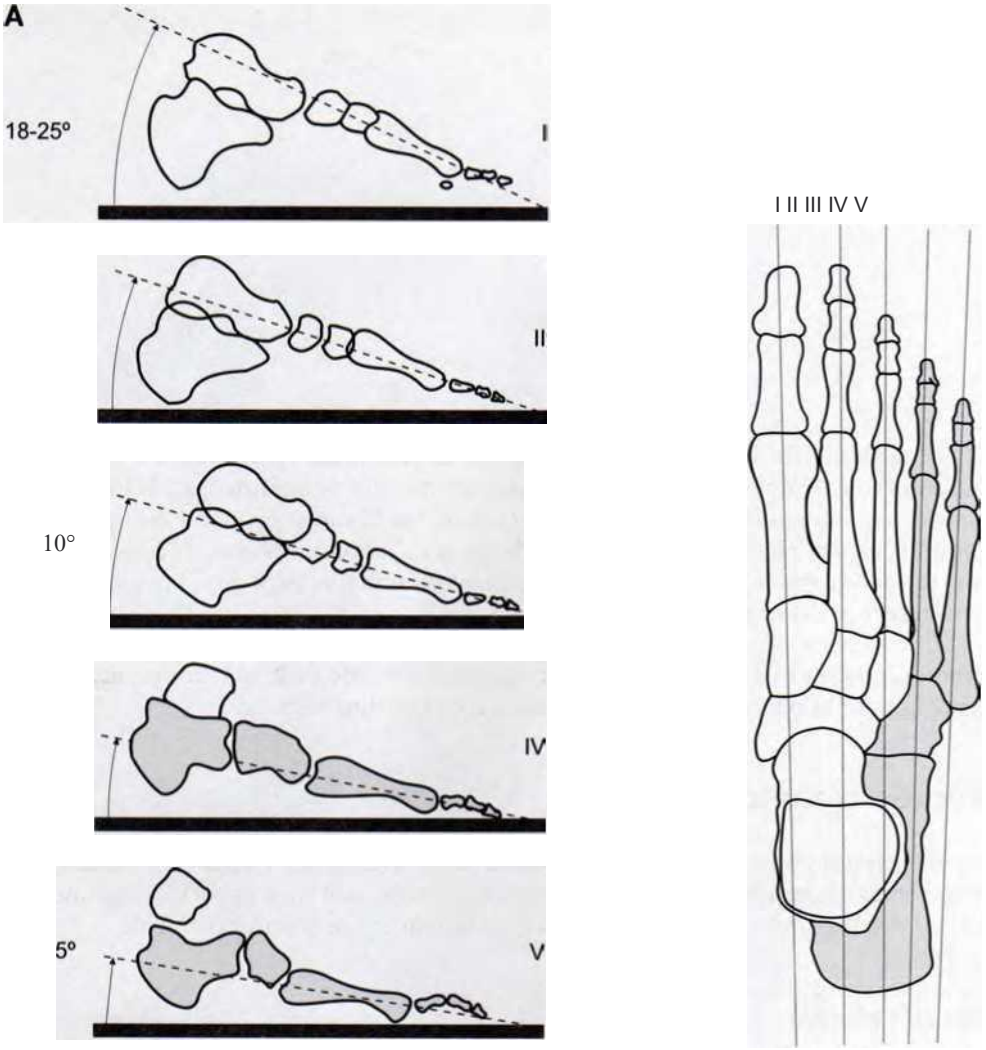


Figura 15-1. A. Arcos longitudinales.

3. Calcaneu-astragal-al treilea cuneiform și al treilea metatarsian. Unghiul cu orizontala este de 10°.
4. Calcaneocuboidul și al cincilea metatarsian. Unghiul acestuia cu orizontala este de aproximativ 8 ˚.
5. Calcaneocuboidul și al cincilea metatarsian. Unghiul acestuia din urmă cu orizontala este mai mic de 5 ˚; este practic paralel cu solul.

Cele trei arcade interioare, care au o mobilitate mai mare, constituie „piciorul dinamic" sau piciorul talos. Cele două arcade exterioare, cu mobilitate mai mică, reprezintă arcada de susținere, „piciorul static" sau piciorul calcaneu. În timp ce primele sunt fundamentale pentru mișcare , cele din urmă sunt fundamentale pentru susținere.

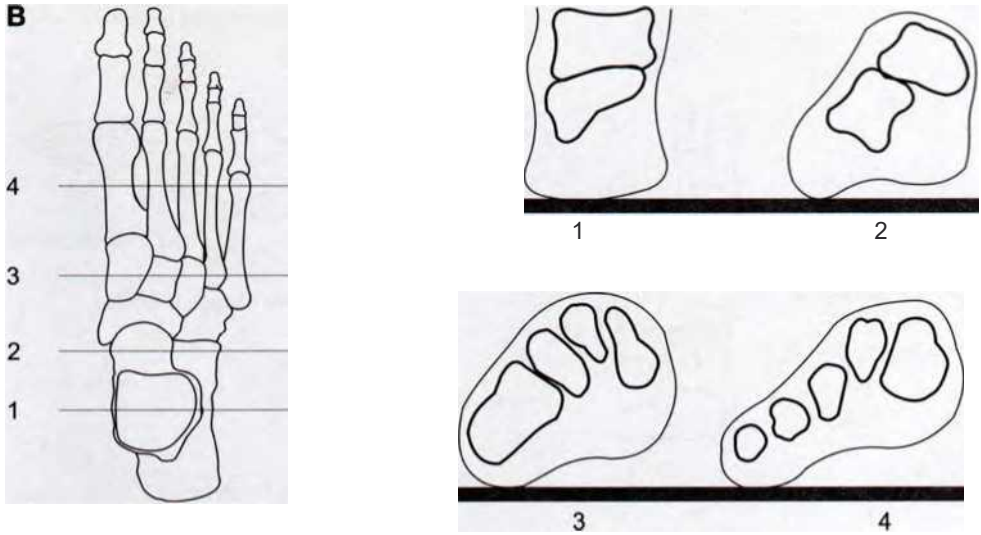


Figura 15-1. B. Arcos transversales.

Arcadele transversale (fig. 15-IB) sunt convexe în spate, dar devin concave și se aplatizează pe măsură ce se apropie de suportul frontal. Marginea lor exterioară atinge solul, capătul interior fiind cel mai înalt. Se disting următoarele tipuri:

1. Astragalus și calcaneu.
2. Cuboid-navicular. Este cel mai înalt dintre toate arcurile. Este situat la joncțiunea treimii posterioare cu treimea medie a piciorului.
3. Cuboide și pene.
4. Metatarsiene.

Arcul plantar își menține forma datorită unei serii de structuri stabilizatoare . Aceste structuri sunt oasele, capsulele și ligamentele articulare și mușchii. Primele două oferă suport pasiv, în timp ce ultimele oferă suport activ.

Oasele contribuie la menținerea arcului plantar deoarece se îmbină perfect prin suprafețele lor articulare, ca piesele unui puzzle. Totuși, dacă oasele sunt izolate, scheletul piciorului se prăbușește, se aplatizează și se rostogolește spre interior într-o mișcare de pronație a tarsului (Fig. 15-2B). Pentru a preveni acest lucru și a menține piciorul într-o poziție fiziologică, este necesară acțiunea stabilizatoare a structurilor fibroelastice - capsulele și ligamentele. Cele mai importante pentru menținerea arcului plantar sunt următoarele (Fig. 15-2A):

1. *Ligamente interosose subtalare. Aceste ligamente* mențin legătura dintre talusul dinamic și calcaneul static. Ele previn alunecarea excesivă în jos, înainte și spre interior a talusului peste calcaneu. Laxitatea excesivă a acestor ligamente este cauza principală a picioarelor plate. Atunci când sunt supuși unui stres excesiv, mușchii peroneali se contractă reflex.

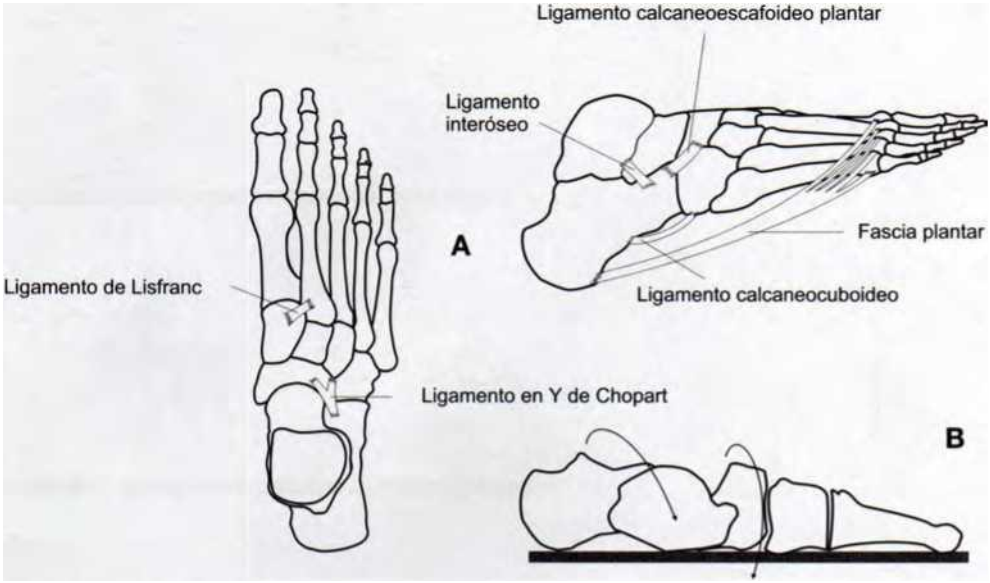


Figura 15-2. A. Ligamentele principale ale piciorului. B. Întreruperea arcului piciorului la secționarea ligamentelor.

2. *Ligamentul calcaneonavicular plantar (ligament de primăvară* în engleză) este o structură fibrocartilaginoasă puternică care susține capul talusului. Această regiune a fost comparată cu șoldul: ligamentul calcaneonavicular, împreună cu suprafața posterioară a osului navicular, formează o cavitate acetabulară ce adăpostește capul talusului.

3. *Ligamentul Y al lui Chopart.* Ligament interosos al articulației cu același nume. Acesta unește oasele calcaneo-scafoid-cuboid, împiedicând separarea acestor oase.

4. *Ligamentul Lisfranc.* De asemenea, este un ligament interosos al articulației Lisfranc, se extinde de la al doilea metatarsian până la primul cuneiform. Funcția sa este de a preveni deviația în varus a primului metatarsian. Acest lucru ajută la prevenirea divergenței capetelor metatarsiene în antepicior.

5. *Ligament calcaneocuboidian.* O ranforsare fibroasă puternică care susține arcada externă a piciorului.

6. *Aponevroza plantară.* Funcția sa nu este doar de a acoperi mușchii plantari. Este o formațiune ligamentoasă puternică care se extinde de la calcaneu până la antepicior, întinzând longitudinal arcul piciorului și prevenind colapsul acestuia.

Cu piciorul în repaus, mușchii nu au nicio acțiune directă în menținerea formei arcului. Un picior complet paralizat își menține forma normală. Același lucru se întâmplă și la un individ anesteziat. Cu toate acestea, o stare de repaus absolut sau de *stat în picioare static* nu există la ființele vii. După cum afirmă Smith, starea normală este statul *în picioare dinamic;* corpul are o ușoară mișcare de balansare produsă de acțiunea gravitației, care tinde să-l facă să cadă și astfel se pierde echilibrul normal dintre forțele piciorului. Prin urmare, atunci când ligamentele sunt supuse unui stres care le depășește rezistența, mușchii acționează, ajutând ligamentele să depășească forțele gravitaționale care se opun posturii bipede. Astfel, au o acțiune subsidiară activă în menținerea arcului.

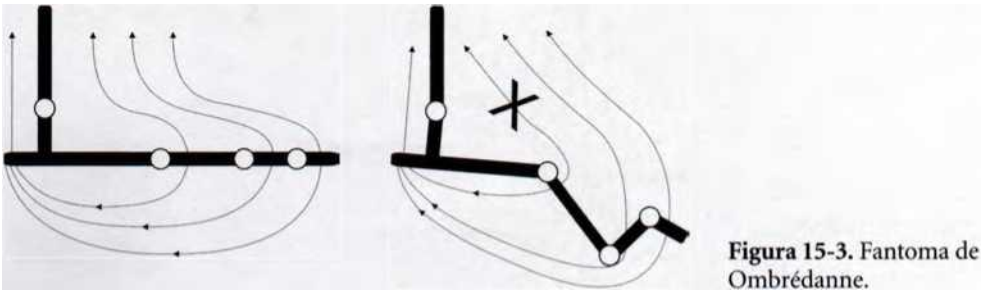


Figura 15-3. Fantoma de Ombrédanne.

Așa cum a descris Ombrédanne cu mult timp în urmă (fig. 15-3), tendoanele mușchilor lungi reprezintă în picior diversele corzi care mișcă o marionetă. Contracția lor provoacă mișcări diferite. Echilibrul dintre toate, cu sau fără activitate, menține forma normală. Întreruperea acestui echilibru deformează piciorul.

Acest lucru se observă clar în afecțiunile neuromusculare, în special în poliomielită. Paralizia grupului extensor provoacă o predominanță a flexorilor și o deformitate în equin; invers, lipsa funcției flexorilor plantari dă naștere unui talipes equin. Același lucru s-ar putea spune și în legătură cu inversorii și evertorii, a căror paralizie provoacă deformări în varus sau valgus.

Pe lângă toate structurile discutate, pentru menținerea piciorului într-o poziție fiziologică este absolut necesar ca clema maleolară să susțină astragalul și să mențină călcâiul corect aliniat, așa cum se explică mai jos.

Șirag de mărgele

Este partea cea mai caracteristică a piciorului uman, datorită căreia sunt posibile bipedismul și mersul.

Privit din spate, călcâiul ar trebui să urmeze linia Helbing (o linie verticală care trece prin centrul fosei poplitee și centrul călcâiului), sau să devieze cu aproximativ 5 grade [sau să] prezinte valgus, ceea ce ajută la amortizarea impactului călcâiului pe sol în timpul mersului.

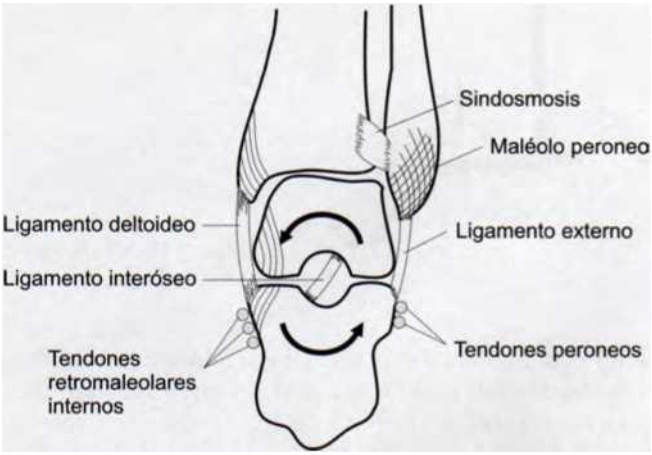
Privit din exterior, călcâiul intră în contact cu solul, formând partea din spate a arcului de susținere. Privit din interior, deoarece este orientat în sus și înainte, formează un unghi de 30° cu orizontala, fiind partea cea mai din spate a arcului intern sau dinamic .

Stabilitatea călcâiului

În poziție fiziologică, călcâiul formează un unghi de 5-15° cu verticala în plan frontal și un unghi de 30° în plan sagital. Talusul și calcaneul, separate de creasta maleolară și conexiunile lor musculoligamentare, colapsează în valgus și equin. Talusul cade înainte, în jos și spre interior, spre calcaneu. Pentru a preveni acest lucru, există structuri care mențin călcâiul în planurile frontal și sagital.

STABILITATEA CĂLCÂIULUI ÎN PLAN FRONTAL

Datorită tendinței de cădere în valgus și pronație, există elemente care acționează în compresie, împiedicând căderea acționând ca un opritor al pronației excesive, și altele care acționează în distensie, limitând această mișcare prin tracțiune (fig. 15-4A).



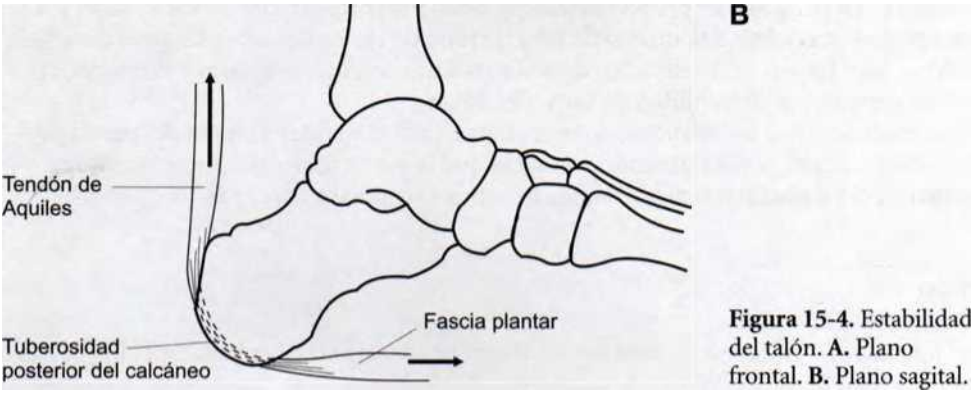


Figura 15-4. Estabilidad del talón. **A.** Plano frontal. **B.** Plano sagital.

Printre primele se numără:

1. Maleola fibulară. Este un opritor puternic, situat pe partea externă a talusului, care previne valgusul acestuia; pe lângă forma sa proprie, este deosebit de important ca rotația tibiei să se fi efectuat normal, atunci când persistă o rotație internă a acesteia maleola fibulară rămânând într-o poziție excesiv de posterioară, ceea ce face ca acțiunea sa de susținere să fie insuficientă.
2. Sistemul sustentaculum tali . Este format din trabecule verticale din calcaneu care susțin fațeta articulară anteromedială și care susține platforma simetrică a talusului, în care, la rândul lor, se termină trabeculele verticale care provin din tibie.

Printre ligamentele care previn stresul în valgus se numără:

1. Ligamentul deltoid, de la tibie până la tars, care împiedică pronația acestuia din urmă.
2. Ligamentul tibiofibular interosos, care previne separarea dintre tibie și peroneu și, prin urmare, deschiderea mortisei, a cărei închidere perfectă și potrivire cu astragalul este esențială pentru stabilitatea regiunii.

3. Ligamentul talocalcanean al articulației subtalare, care previne separarea dintre talus și calcaneu.

Ca și în cazul boltei plantare, mușchii joacă și ei un rol secundar în menținerea stabilității călcâiului în direcție frontală. În acest sens, evidențiem următoarele:

1. Acțiunea celor trei tendoane retromaleolare interne (tibialul posterior, flexorul comun și flexorul propriu), care, la trecerea prin canalul tarsal, sub *sustentaculum tali,* contribuie la stabilizarea acestuia.
2. Inserția mușchilor în cele două oase ale piciorului. După cum a subliniat foarte bine Lequeur, simpla contracție a mușchilor lungi ai piciorului tinde să închidă mortasa și forțează tibia să se apropie de peroneu.

STABILITATEA CĂLCÂIULUI ÎN PLAN SAGITAL

Pe lângă ligamentul interosos subtalar, care împiedică alunecarea talusului înainte din calcaneu, stabilitatea articulară a tarsului posterior este menținută de sistemul calcaneo-ahilean-plantar, care este descris mai jos (Fig. 15-4B).

Este alcătuit din trei elemente: *a)* tendonul lui Ahile, care transmite piciorului toată puterea tricepsului sural (gastrocnemius și soleus); *b)* sistemul trabecular posteroinferior al calcaneului, individualizat la copil formând epifiza posterioară a acestuia, și *c)* o parte din mușchii scurți ai piciorului, în special flexorul scurt și abductorul halucelui.

Luate împreună, sistemul formează o unitate funcțională, similară mecanismului extensor al genunchiului, care servește la poziționarea piciorului în equin. Acțiunea sa este fundamentală în faza de împingere a mersului normal, fără de care mișcările atât de caracteristice oamenilor, cum ar fi alergarea, săritul sau dansul, ar fi complet imposibile. Porțiunea osoasă intermediară, trabeculele posterioare ale calcaneului, acționează ca o sincondroză mare , o articulație sferică ce transmite forța flexoare a mușchiului triceps sural către antepicior.

Picior din față

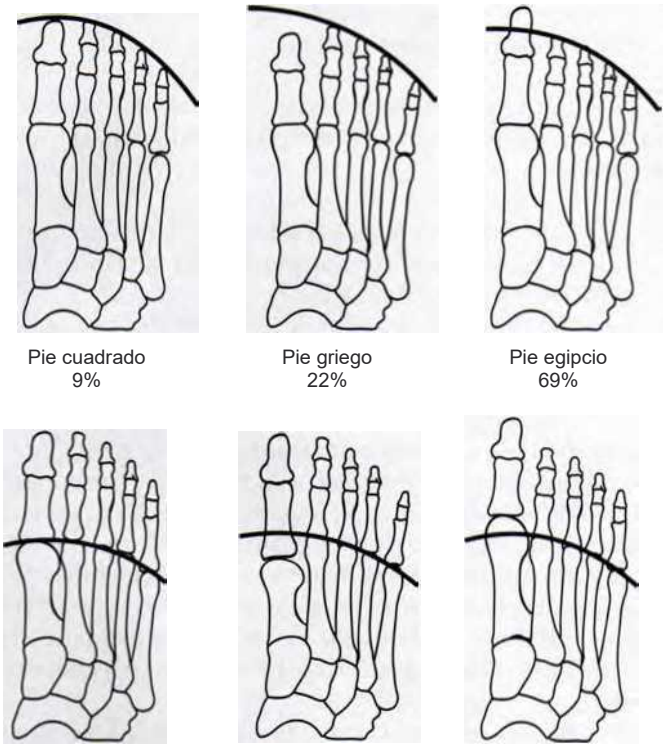
La examinarea diferitelor tipuri de picioare anterioare se observă o variabilitate în terminația anterioară a degetelor de la picioare și a metatarsienelor, ceea ce dă naștere așa-numitelor formule digitale și metatarsiene (fig. 15-5A).

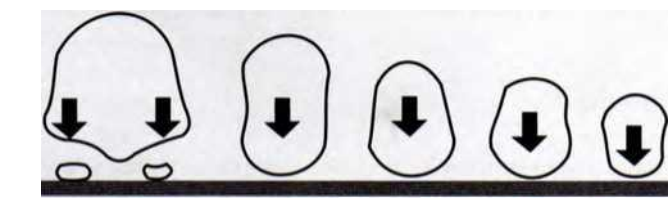
Formulă digitală

În funcție de lungimea relativă a degetelor de la picioare, picioarele se clasifică în: picior grecesc, când degetul mare este mai scurt decât al doilea deget și fiecare dintre degetele următoare devine mai scurt în raport cu al doilea; *picior pătrat,* când degetul mare este aproximativ egal cu al doilea deget, iar celelalte scad în lungime; și *picior egiptean,* când degetul mare este mai lung decât al doilea deget, iar celelalte sunt progresiv mai scurte.

Formula metatarsiană

Dacă examinăm radiografiile antepiciorului, găsim trei tipuri de terminare metatarsiană : *a) index minus,* când primul metatarsian este mai scurt decât al doilea și





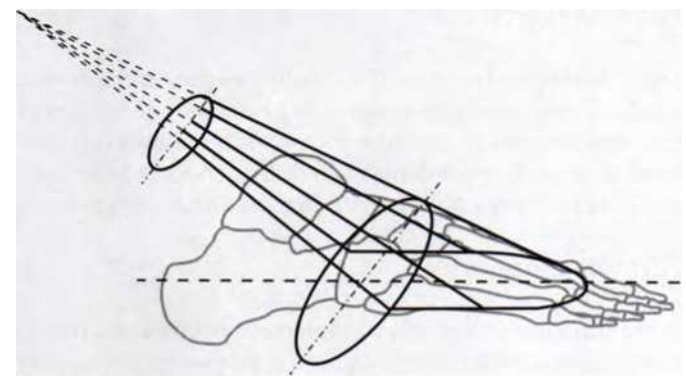


Figura 15-5.
A. Formule metatarsiene și digitale. B. Suport pentru capetele metatarsiene.
C. Arcul metatarsian pe plan orizontal.

celelalte din ce în ce mai scurte; *b) index plus minus,* primul și al doilea sunt aproximativ egale și *c) index plus,* primul metatarsian este mai lung decât al doilea.

Oricare dintre aceste formule metatarsiene sau digitale este complet normală și poate fi combinată în orice mod. Cu toate acestea, modificările biomecanice ale antepiciorului sunt mai frecvente în cazurile de deget mare lung, de tip egiptean. Atunci când este combinat cu un metatarsian slab, scurt, varus, *apare hallux valgus.* Atunci când este combinat cu un metatarsian *index* puternic, drept , există o predispoziție la *hallux rigidus* sau sesamoidită.

Suport metatarsian

În prezent, atât vechea teorie a trepiedului, conform căreia piciorul era susținut doar de capetele primului și celui de-al cincilea metatarsian, cât și omoloaga sa, apărată de unii autori germani, conform căreia sprijinul maxim cădea pe capetele metatarsienelor centrale, bazată pe frecvența calusurilor din această regiune, pot fi considerate depășite. De la lucrarea lui Morton (1935), majoritatea autorilor acceptă că toate metatarsienele suportă greutate (Fig. 15-5B). Dacă considerăm că sarcina care ajunge la antepicior este de șase unități, o unitate cade pe fiecare dintre ultimii metatarsieni și două prin fiecare dintre oasele sesamoide pe primul metatarsian, care este mai dezvoltat și, prin urmare, mai puternic. Primul metatarsian susține cel puțin de două ori greutatea fiecăruia dintre ceilalți.

Prin urmare, când piciorul susține greutatea, arcul anterior descris de autorii clasici în plan frontal este absent. Acest arc este prezent doar atunci când piciorul nu este încărcat. Cu toate acestea, așa cum subliniază Lake (1952) (Fig. 15-5C), metatarsienele formează un con trunchiat care se lărgește ușor din spate spre față și, la contactul cu solul, formează un arc posterior concav în plan orizontal. Întreruperea acestui arc din cauza diferențelor de lungime a metatarsienelor este o cauză a metatarsalgiei semnificative de origine biomecanică.

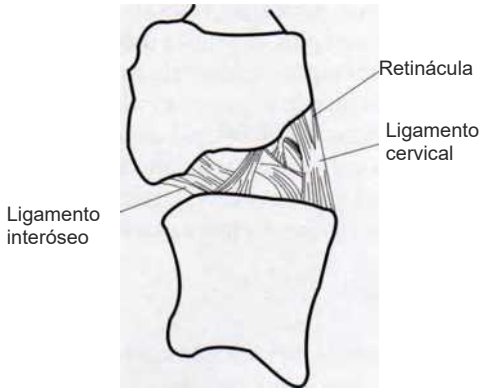
Tendința naturală a antepiciorului, sub efectul greutății corpului, este de a se extinde în evantai în plan transversal, rezultând o dezaliniere a capetelor metatarsiene în plan frontal. Acțiunea ligamentelor și mușchilor este deosebit de importantă în prevenirea acestor mișcări. Printre ligamente, cele mai importante sunt ligamentul Lisfranc, deja discutat, și *ligamentul intermetatarsian transversal,* o întăritură a fasciei plantare ce împiedică extinderea metatarsienelor. Aceeași acțiune este exercitată activ de fasciculul transversal al *mușchiului abductor al halucelui.*

Acțiunea mușchilor și ligamentelor din articulațiile metatarsofalangiene este explicată mai târziu în secțiunea despre cinematica acestor articulații.

Cinematică

Piciorul are un set de articulații care permit mișcarea în toate cele trei planuri ale spațiului. Aceste mișcări sunt flexie-extensie, rotație internă (adducție)-rotație externă (abducție) și pronație-supinație. Din punct de vedere funcțional, putem grupa articulațiile în două grupe principale:

1. Articulații de acomodare. Funcția lor este de a amortiza impactul piciorului cu solul și de a-l adapta la neregularitățile terenului. Acestea sunt articulațiile tarsale și tarsometatarsale.



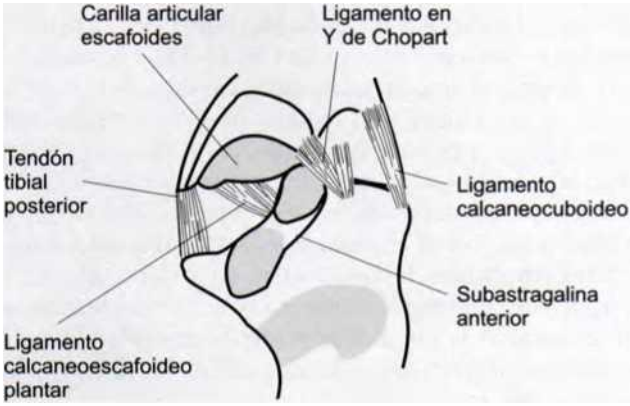


Figura 15-6.
A. Ligamentele articulației subtalare.
B. *Acetabulul pedis.*

2. Articulații de mișcare. Acestea au în principal o funcție dinamică, fiind esențiale pentru mers. Acestea includ articulațiile gleznei și ale degetelor de la picioare.

Articulații de acomodare

Articulațiile subtalare și Chopart

Acțiunea lor se exercită în comun, motiv pentru care le studiem în aceeași secțiune.

Articulația subtalară este formată din două articulații: una posterolaterală și una anteromedială. Ambele au o secțiune transversală sferică neregulată, dar cu particularitatea că în articulația posterioară, porțiunea convexă este situată pe fațeta inferioară (calcaneus), în timp ce în articulația anterioară este situată pe fațeta superioară (astragal). Această particularitate face ca articulația subtalară să fie o articulație glisantă și, din punct de vedere geometric, este foarte dificil ca una dintre ele să alunece peste cealaltă simultan fără să apară un anumit grad de incongruență. Sunt clar concordante în poziții intermediare, dar discordante în poziții extreme.

Pe lângă capsula articulară, ambele articulații subtalare sunt conectate printr-o serie de structuri ligamentoase (Fig. 15-6A). Pe partea laterală, în sinusul propriu-zis

, se află fibre foarte laxe, retinaculele, provenite din expansiunile aponevrozei mușchiului extensor al degetelor scurt și ale ligamentului inelar. Medial, găsim ligamentul cervical, care previne inversarea piciorului. Spre partea medială, în canalul tarsal, se află puternicul ligament interosos, format dintr-un fascicul posterior, care se întinde mai mult sau mai puțin transversal și întărește capsula anterioară a articulației subtalare posterioare, și un fascicul anterior, care se întinde mai sagital, situat adânc în interiorul sinusului tarsian, mai aproape de articulația subtalară anterioară. La vârful unghiului format de aceste două ligamente, De Doncker și Kowalski (1970) au descris o întărire puternică situată în partea cea mai profundă a sinusului tarsian, la vârful triunghiului format de articulația subtalară posterioară, care ar constitui axa în jurul căreia se rotește. Aceste ligamente se încordează și se încolăcesc în timpul mișcărilor forțate de inversie și eversie, având o funcție foarte similară cu cea a ligamentelor încrucișate ale genunchiului.

Mai mulți autori au confirmat bogata inervație a acestor ligamente, conținând atât fibre mielinizate, cât și nemielinizate. Este interesant de observat că terminațiile nervoase sunt situate în principal pe suprafața externă a sinusului, alături de fibrele laxe ale retinaculului; acestea lipsesc aproape în totalitate în ligamentul interosos. Iritarea acestor terminații nervoase ar declanșa un reflex axonal, principala cauză a contracturii mușchilor peroneali, atât de frecventă în afecțiunile acestei regiuni.

Articulația Chopart este formată, la exterior, de suprafața articulară anterioară a calcaneului și suprafața articulară posterioară a cuboidului. Ambele oase sunt unite prin puternicul ligament calcaneocuboid inferior, care, cu cele două fascicule ale sale, stabilizează așa-numitul picior calcaneal sau picior portant.

Porțiunea medială este alcătuită din suprafața articulară anterioară a capului talusului , care este sferică, și suprafața articulară posterioară a navicularului, care este concavă. Aceasta din urmă își lărgește suprafața articulară (Fig. 15-6B) inferior, unde este unită prin ligamentul calcaneonavicular plantar, cunoscut și sub numele de ligamentul hamac. Acest ligament oferă un suport plantar important pentru capul talusului și îl împiedică să se lase. De asemenea, pe porțiunea medială și plantară se găsește fasciculul direct al tendonului tibial posterior, care, prin inserarea în tuberculul navicularului, ajută la stabilizarea capului talusului în poziție.

La exterior se află ligamentul Y al articulației Chopart, care este format din două fascicule de origine comună în porțiunea dorsală a procesului mare al calcaneului: cel intern merge spre scafoid, iar cel extern spre cuboid, menținând stabilitatea articulației.

Acest set de structuri care formează articulația talonaviculară este uneori numit *coxa pedis,* datorită asemănării sale cu articulația șoldului. Diferența constă în faptul că, în timp ce la șold capul femurului se mișcă în interiorul acetabulului, aici *acetabulul pedis este* cel care se mișcă în jurul capului talusului.

Mișcările articulației subtalare se produc în jurul *axei lui Henke* (Fig. 15-7A), care, penetrând suprafața superomedială a gâtului talusului, trece prin sinusul tarsian și iese din partea posterolaterală a calcaneului. Formează un unghi de 16° cu planul longitudinal și de 42° cu planul transversal.

Mișcările articulației Chopart au loc în jurul a două axe (Fig. 15-7B). Axa longitudinală formează un unghi de 15° cu planul orizontal și de 9 ° cu planul sagital și este direcționată superior, anterior și lateral. Mișcările de abducție-adducție au loc de-a lungul acestei axe. A doua axă este oblică și este direcționată superior, lateral și anterior, formând un unghi de 52°.

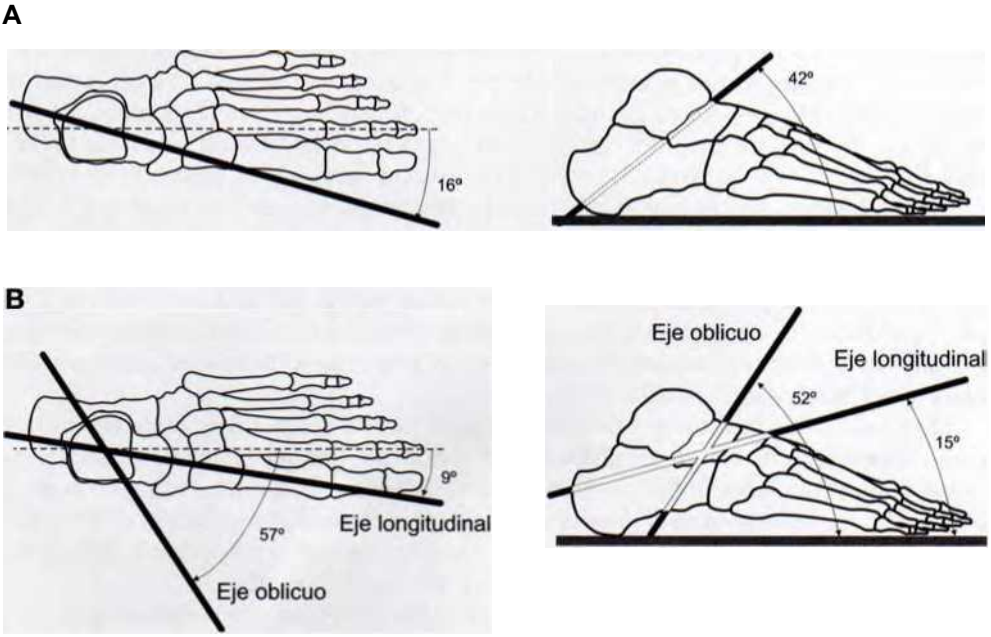


Figura 15-7. A. Axa articulației subastragaliene. B. Axele articulației Chopart.

cu planul orizontal și 57° cu planul sagital. În jurul acestei axe se execută mișcările de flexie și extensie ale mijlocului piciorului.

Cu talusul fixat, calcaneul efectuează patru mișcări:

1. Coborârea porțiunii anterioare, în flexie, plasându-se în equin.
2. Deplasare spre interior în adducție, plasându-se în varus.
3. Se rotește spre interior, determinând suprafața sa plantară să fie orientată spre interior, plasându-se în poziția sa de pinnație. Farabeuf a comparat aceste mișcări cu cele ale unei nave, spunând că „calcaneul se înclină, se întoarce și oscilează sub astragal".
4. Mișcare de alunecare înapoi a calcaneului, astfel încât capătul său anterior se află într-o poziție mai posterioară decât astragalul.

Această mișcare a fost descrisă pentru prima dată de Viladot în 1963, împreună cu Roig Puerta și Escarpenter, pe baza unor studii cineradiologice. Este foarte evidentă la picioarele copiilor, exagerată la cei cu picioare laxe, diminuează la adulți și dispare devreme atât în osteoartrita, cât și în artrita acestei articulații.

Acest set de mișcări constituie inversia piciorului, care atinge 30°. În *eversiunea* care atinge 10°, mișcările se execută în sens invers, astfel încât calcaneul se plasează în *talus,* în *valgus, în pronație* și *înaintea* talusului.

În articulația mediotarsiană, aceste mișcări sunt amplificate astfel încât în inversie: *a)* navicularul se deplasează spre interior, spre suprafața astragaliană, și efectuează o ușoară mișcare de supinație, și *b)* cuboidul urmează navicularul, alunecând spre interior, spre calcaneu, în același timp în care se supinează.

În eversie, aceleași mișcări se execută în direcția opusă.

	Investiții	*Eversiune*
Calcaneus	Flexia plantară	Dorsiflexie
	Adducție	Răpire
	Supinație	Pronație
Scafoid și cuboid	Adducție	Răpire
	Supinație	Pronație

Trebuie făcute trei observații importante:

1. Aceste mișcări au loc întotdeauna simultan. Flexia și extensia articulației subtalare sunt imposibile fără ca toate celelalte mișcări să fie efectuate în același timp . Prin urmare, în anchiloza gleznei, unde flexia plantară a acestei articulații este forțată, piciorul se deformează treptat în varus.
2. Calcaneul, navicularul și cuboidul rămân fixe împreună. Toate aceste oase *se mișcă - împreună în jurul talusului.* Prin urmare, în luxațiile subastragale traumatice, există o deplasare completă a piciorului, sub și în fața talusului. În cazul piciorului strâmb, aceleași structuri suferă o mișcare de inversiune, făcând ca axele talusului și calcaneului să fie paralele, contrar a ceea ce se întâmplă în cazul piciorului plat, unde divergența acestor axe crește.
3. Articulațiile gleznei, subastraliană și Chopart, așa cum indică Inmann, funcționează - împreună. Articulația subastraliană poate fi comparată cu o balama care conectează un element vertical (piciorul) cu unul orizontal (piciorul). Rotația internă a piciorului este însoțită de eversiunea piciorului, iar rotația externă de inversiune. În timpul mersului (Fig. 15-8A), în momentul loviturii de călcâi , tibia se rotește intern, glezna se flexează plantar , iar retropiciorul este în valgus. În această poziție, axele din planul frontal ale articulațiilor talonaviculare și calcaneocuboide sunt paralele, permițând libertatea de mișcare în interiorul lor. Această flexibilitate a piciorului servește la amortizarea impactului său cu solul și la adaptarea la teren. În momentul loviturii degetelor de la picior, tibia se rotește extern și, prin acțiunea mușchilor triceps sural și tibial posterior, glezna se flexează plantar, iar retropiciorul este în varus. În această poziție, axele articulațiilor talonaviculare și calcaneocuboidiene diverg (Fig. 15-8B), iar articulația mediotarsiană se blochează. În această situație, piciorul capătă o rigiditate ce îi permite să suporte întreaga greutate a corpului pe antepicior. Forma capului astragalian joacă, de asemenea, un rol în mecanismul de blocare-deblocare a articulației Chopart, care, după cum se poate observa, este controlată din spate de poziția articulației subastragaliene. Capul astragalian nu este o emisferă perfectă; raza sa de curbură diferă în planurile sagital și transversal. În eversie, astragalul prezintă raza sa de curbură minimă față de navicular, facilitând mobilitatea. În inversie, se întâmplă invers: capul astragalian se potrivește perfect cu navicularul, promovând stabilitatea.

Articulațiile dintre oasele tarsului anterior

Articulațiile oaselor tarsale anterioare sunt următoarele:

- Scafocuboidul, între oasele scafoid și cuboid.
- Cele trei oase scafocuneene, între oasele scafoid și cuneiform.

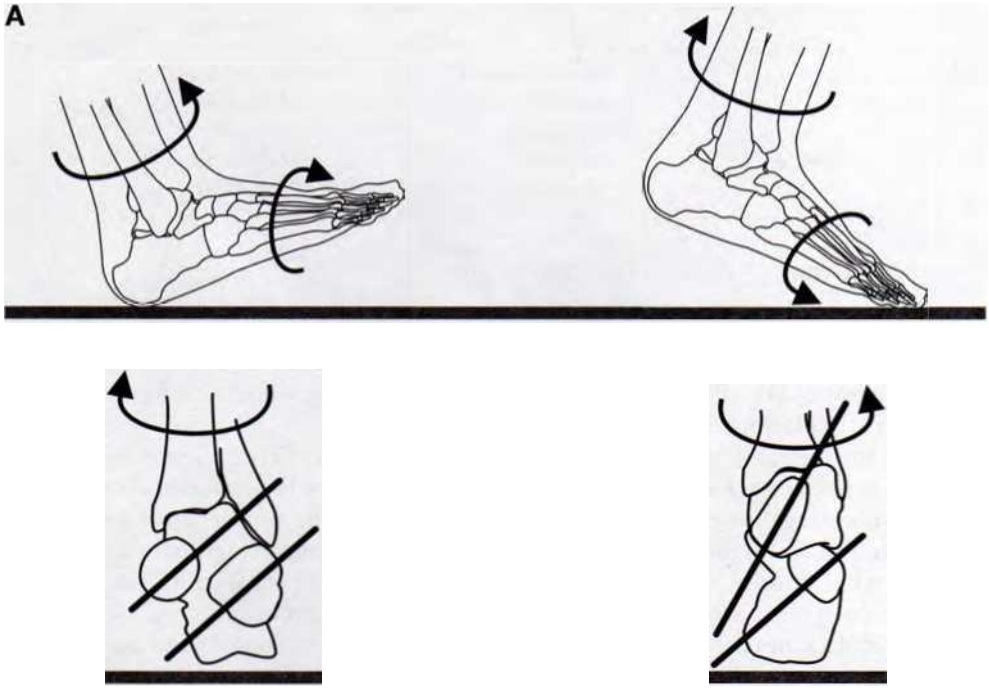


Figura 15-8. A. Interrelația dintre rotațiile tibiei și ale piciorului . B. Mecanismul de blocare și deblocare a articulației Chopart.

- Cele două intercuneene, printre pene.
- Cuneiformul, între al treilea cuneiform și cuboid.

Acestea aparțin grupului articulațiilor artrodiale. Sunt unite prin ligamente dorsale și plantare, precum și prin niște ligamente interosose scurte și puternice.

Au foarte puțină mobilitate, făcând doar câteva mișcări de alunecare, iar funcția lor este doar de adaptare.

Articulația Lisfranc

Funcția sa este de a adapta sprijinul metatarsian la sol. De Doncker și Kowalski (1970) au efectuat o analiză atentă a fiziologiei articulației Lisfranc. Acești autori iau în considerare trei articulații tarsometatarsiene (Fig. 15-9): *medială,* formată de primul cuneiform și primul metatarsian; *mijlocie,* formată de doi cuneiformi și cei doi metatarsieni centrali; și *laterală,* formată de cuboid și cei doi metatarsieni laterali.

Fiecare dintre aceste articulații este întărită de o serie de ligamente dorsale și plantare, precum și de ligamente interosose. Principalele dintre acestea din urmă sunt: *ligamentul Lisfranc* , care leagă al doilea metatarsian de primul cuneiform și este cheia acestei articulații, și un alt ligament care se extinde de la al doilea și al treilea metatarsian la următoarele două cuneiforme.

Articulația internă formează o linie ușor concavă spre spate, a cărei axă majoră, extinsă spre exterior, ar tăia al cincilea metatarsian aproximativ la nivelul său...

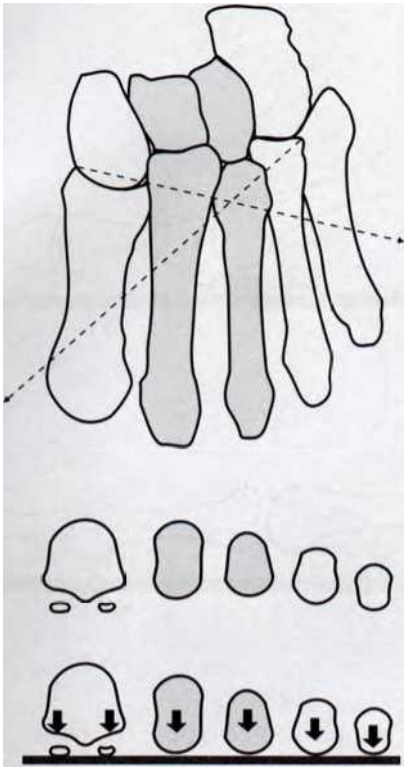


Figura 15-9. Articulațiile Lisfranc interne, medii și externe. Efectul lor asupra susținerii capetelor metatarsiene.

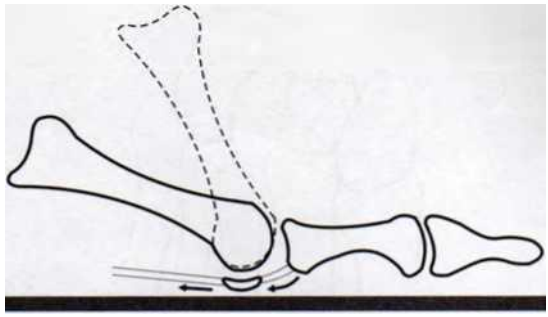
porțiunea din mijloc. Unii autori consideră că o oblicitate mai mare sau o direcție arcică a articulației cuneometatarsiene ar facilita devierea metatarsului în varus și astfel *hallux valgus.*

În articulația externă trebuie remarcat faptul că planul acesteia este ușor oblic în jos și în interior, în special în articulația dintre al cincilea metatarsian și cuboid, în care axa care ar prelungi planul articular ar atinge primul metatarsian la porțiunea sa cea mai distală.

Per total, amplitudinea mișcării în articulația Lisfranc medială este mult mai limitată decât amplitudinea mișcării în articulațiile Lisfranc laterale. Articulația centrală este practic rigidă, în timp ce articulațiile laterală și medială au o gamă largă de mișcare în jos și în interior. Articulația centrală acționează ca corpul unei păsări, iar articulațiile laterale ca aripile acesteia. Acestea din urmă au un efect stabilizator. Când ridicăm piciorul de pe sol, primul și ultimele două metatarsiene se deplasează în jos, în timp ce sunt poziționate orizontal atunci când piciorul susține greutatea. Prin urmare, cu piciorul descărcat, primul și al cincilea metatarsian coboară mai departe, și apare arcul transversal, care nu apare în ortostatism.

Articulații de mișcare

Nu discutăm despre articulația gleznei în această secțiune, deoarece a fost deja tratată în capitolul anterior.



B

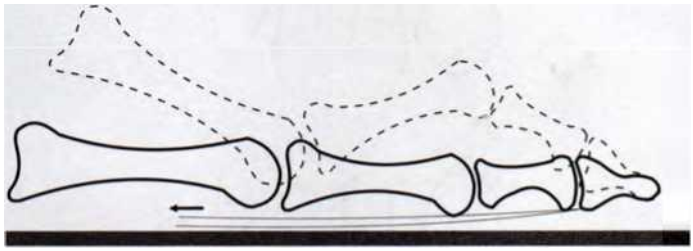


Figura 15-10.
Cinemática de los dedos.
A. Dedo gordo. B. Dedos laterales.

Articulațiile degetelor

Articulațiile metatarsofalangiene, completate de articulațiile interfalangiene, împreună cu glezna, constituie ceea ce am numit „articulații de mișcare", dată fiind importanța lor în timpul mersului.

Trebuie făcută o distincție între articulația degetului mare de la picior și cele ale celorlalte degete de la picioare.

Articulația metatarsofalangiană a *degetului mare de la picior,* pe lângă capul metatarsian și cavitatea glenoidă a falangei, are pe suprafața sa plantară sistemul glenosesamoidian, format din cartilajul glenoid, care mărește cavitatea falangei cu care este intim atașată și în interiorul căruia există osificări foarte strâns unite de restul cartilajului, cele două sesamoide, a căror unire este întărită, la rândul ei, de un ligament intersesamoidian.

Mușchii plantari scurți din partea internă a piciorului se inserează în *oasele sesamoide (mușchii flexor și adductor pe partea internă;* flexorul și cele două fascicule ale abductorului pe partea externă). Forța lor este transmisă degetului mare de la picior prin intermediul ligamentelor glenofalangiene. Aceste oase acționează ca o rotula, direcționând contracția musculară către degetul mare de la picior, care este ținut ferm pe sol în timpul poziției de stat în picioare, menținând astfel echilibrul întregului corp uman în această postură.

Așa cum a evidențiat Lake (1952), datorită acestui sistem, în mișcările de flexoextensie ale metatarsianului, capul metatarsian se rotește fără a se mișca, menținând constant întregul deget de la picior aplicat pe sol (fig. 15-10A).

Articulația metatarsofalangiană a ultimelor patru degete de la picioare este situată posterior primei falange. Lipsit de un sistem glenosamoidian, în timpul flexiei și extensiei, capul metatarsian, pe măsură ce se rotește, se deplasează, împingând falangele înainte . Aceste falange (Fig. 15-10B), reținute distal de tendoanele flexor și extensor lung, se aglomerează, tinzând să formeze degete în „gheară" cu dislocare dorsală a articulației metatarsofalangiene. Această dislocare nu este completă datorită

mușchilor lombricali și interosoși, care, în timpul dorsiflexiei degetelor de la picioare, aplică prima falange pe sol, facilitând astfel echilibrul în poziția de sprijin pe degetele de la picioare.

În concluzie, putem spune că ansamblul articulațiilor piciorului execută mișcările de flexie-extensie, rotație internă (adducție)-rotație externă (abducție) și pronație-supinație.

Flexie-extensie

În flexie, porțiunea anterioară coboară, iar porțiunea posterioară urcă: spunem că piciorul este în equin. În extensie, porțiunea anterioară se ridică, iar porțiunea posterioară coboară: spunem că piciorul este în astragal. Această mișcare poate fi efectuată izolat de ambele membre și, într-o măsură mai mică, de către tars.

Articulațiile responsabile de aceste mișcări sunt: tibiofibulară, subastraliană și chopart, metatarsofalangiană și interfalangiană.

Rotație internă (adducție) - rotație externă (abducție)

În funcție de direcția axei longitudinale a piciorului, îndreptată spre interior sau spre exterior față de linia mediană a corpului, aceste mișcări au loc la amplitudinea lor maximă deasupra piciorului, la nivelul articulației șoldului. Pe lângă această mișcare generală a piciorului, există și alte mișcări mai mici de abducție și adducție la nivelul articulațiilor subtalare și Chopart.

Pronație-supinație

În pronație, talpa este orientată spre exterior, iar piciorul este poziționat în valgus. În supinație, talpa este orientată spre interior, plasând piciorul în varus. Aceste mișcări au loc în retropicior, la nivelul articulațiilor subastraliană și Chopart, și în antepicior, la nivelul articulației Lisfranc.

Trebuie menționat că mișcările acestor articulații nu pot fi efectuate izolat ci se efectuează împreună, constituind *mișcările de inversie și eversie* a piciorului despre care am vorbit deja.

Mușchii responsabili de aceste mișcări se împart în două grupe principale: *a)* mușchi lungi sau extrinseci, al căror burtă musculară este situată deasupra gleznei, iar tendonul se termină în picior și *b)* mușchi scurți sau intrinseci, care încep și se termină chiar în picior.

Mușchii lungi situați în picior sunt clasificați în patru grupe în funcție de topografia și funcția lor:

1. *Grupa anteromedială.* Această grupă musculară este formată din extensorii degetelor de la picioare și tibialul anterior. Când lombricalii și interososii, care stabilizează degetele de la picioare față de metatarsieni, funcționează normal, acțiunea combinată a acestei grupe musculare este dorsiflexia piciorului. Tibialul anterior, împreună cu tibialul posterior, are, de asemenea, o acțiune de inversie.
2. *Grup extern.* Acest grup este format din mușchii peronieri, iar funcția sa principală este eversiunea piciorului; în al doilea rând, sunt flexori plantari. Duchenne de Boulogne a indicat deja importanța peronierului lung în menținerea arcului plantar.
3. *Grupul posterior superficial.* Este, de departe, cel mai puternic. Format de tricepsul sural, care, prin intermediul tendonului lui Ahile, acționează ca un flexor plantar.
4. *Grupul posterior profund.* Format de flexorii degetelor de la picioare și de mușchiul tibial posterior, care este un alt flexor plantar. Flexorul lung al halucelui este deosebit de important

în apăsarea degetului de la picior pe sol în timpul fazei de împingere a mersului. În ansamblu, flexorii degetelor de la picioare, în loc să flecteze degetele de la picioare, acționează ca „presori" ai degetelor de la picioare pe sol în timpul fazei de împingere a pasului. Mușchiul tibial posterior asistă mușchiul tibial anterior în funcția sa de inversiune.

Mușchii scurți sunt împărțiți în trei grupe:

1. *Grupul intern* al degetului mare de la picior. Este alcătuit din abductorul, adductorul și flexorul halucelui *și* a cărui funcție a fost deja descrisă.
2. *Grupul extern* al degetului al cincilea. Este mult mai puțin important decât precedentul , este format și de flexor și abductor, care flectează degetul spre interior.
3. *Grupa centrală.* Această grupă este formată din flexorul scurt al degetelor și quadratus femoris, a căror funcție este de a menține arcul plantar în timpul mersului. Mușchii lombricali și interososi mențin degetele de la picioare aliniate în raport cu metatarsienele, prevenind dislocarea lor dorsală în formă de „gheară", așa cum se întâmplă în piciorul cav.

Cinetică

Într-o poziție bipedă, greutatea corpului este transmisă de la pelvis la sol prin membrele inferioare. Prin urmare, fiecare picior susține jumătate din greutatea corpului.

Când forțele ajung la picior, primul os pe care îl întâlnesc este astragalul, a cărui funcție cinetică principală este de a distribui forțele către diferitele puncte de sprijin.

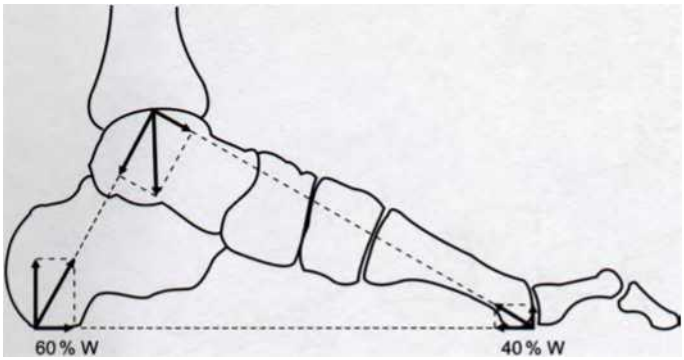
Studiind forțele în planul sagital (Fig. 15-11A), analiza baropodometrică a arătat că 60% din forțe sunt direcționate către calcaneu și 40% către antepicior. Această proporție variază considerabil atunci când călcâiul este ridicat de la sol, deoarece acest lucru crește sarcina asupra antepiciorului.

În planul transversal (Fig. 15-1 IB), astragalul acționează și ca un distribuitor de sarcină. Posterior, transmite cea mai mare parte a sarcinii, care ajunge la sol prin tuberozitatea calcaneană. Anterior, o parte din forță este transmisă prin capul astragalului către cuneiformi și primele trei metatarsiene, adică către așa-numitul picior dinamic. Pe partea laterală, forțele ajung la sol prin calcaneu, cuboid și metatarsiene, adică către piciorul static.

În partea din față a piciorului, așa cum am menționat, sarcina este distribuită prin toți - metatarsienii, cu particularitatea că primul, cel mai dotat anatomic, absoarbe cel puțin dublul forței fiecăruia dintre ceilalți și o transmite solului prin oasele sesamoide.

Această descriere statică a mecanicii piciorului este doar un aspect al realității. Piciorul nu este o structură absolut rigidă, ci este alcătuit dintr-o serie de articulații, în special cele pe care le-am numit articulații adaptive sau de absorbție a șocurilor , care îi conferă o formă variabilă, transformându-l într-un arc eficient atunci când atinge solul și permițându-i să se adapteze cu ușurință la neregularitățile terenului.

Fascia plantară și mușchii plantari scurți joacă un rol fundamental în această funcție de absorbție a șocurilor . Situați pe talpa piciorului ca o coardă care tensionează un arc, aceștia acționează prin rezistența la forțele de distragere a atenției și ca mecanism de absorbție a energiei. În plus, deoarece fascia are inserția distală la nivelul degetelor de la picioare, atunci când piciorul este plantat pe antepicior în timpul împingerii și degetele de la picioare sunt flexate dorsal, aceasta devine întinsă, aducând călcâiul mai aproape de antepicior (Fig. 15-11C). Aceasta constituie un...



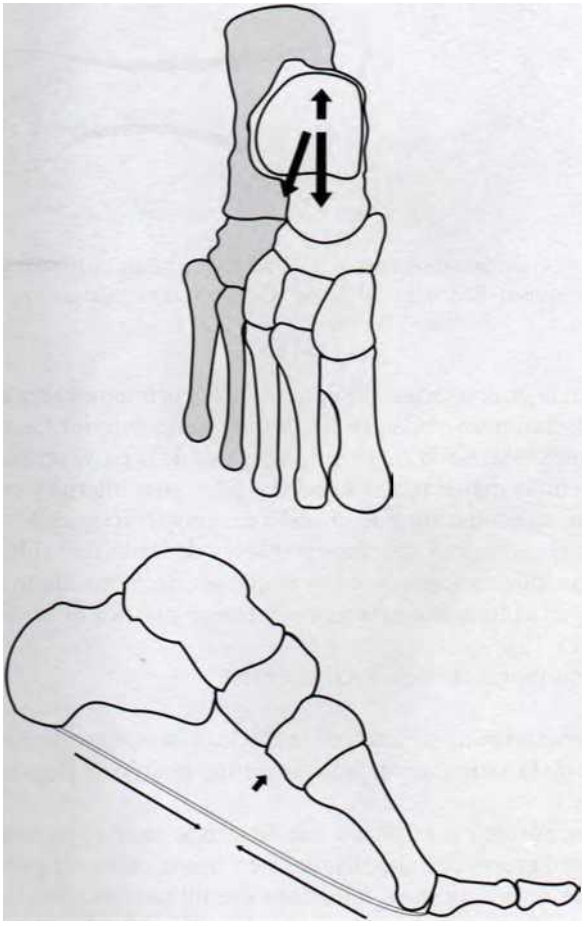


Figura 15-11. Cinetică. A. Distribuția forțelor în planul sagital. B. Distribuția forțelor în planul transversal. C. Funcția fasciei plantare.

Acest mecanism, împreună cu blocarea articulației Chopart deja discutată, contribuie la rigiditatea piciorului în această poziție și facilitează transmiterea sarcinii către antepicior.

Conform lui Hendrix, există două bare de torsiune de tip cardan, care ar acționa și ca amortizoare: una verticală în partea din spate a piciorului, formată de axele tibiei și calcaneului, deja

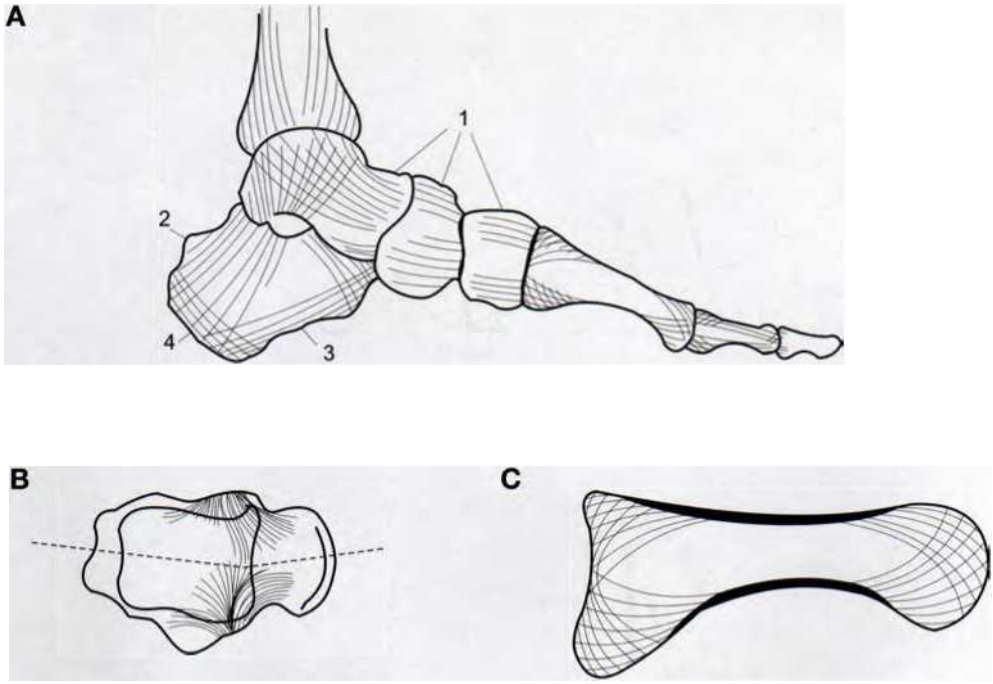


Figura 15-12. Sisteme trabeculare. A. 1: sistem de proiecție anterioară; 2: sistem talamic; 3: sistem de coeziune internă; 4: sistem achilian. B. Sistem maleolar. C. Sistem metatarsian.

Acesta din urmă nu este situat în extensie, ci în afara primului; și un altul în plan orizontal, cu o parte posterioară formată de calcaneu și o parte anterioară formată de al treilea și al patrulea metatarsian. Mai spre antepicior, rigiditatea părții centrale a articulației Lisfranc, împreună cu mobilitatea mai mare a porțiunilor sale mediale și laterale, permite acomodarea și adaptarea constantă a suportului metatarsian.

Așa cum s-a discutat în Capitolul 3, legea lui Wolff ne spune că osul își adaptează forma și structura la solicitările mecanice pe care le primește. Dacă studiem trabeculația oaselor piciorului, obținem o reprezentare plastică a forțelor la care sunt supuse (Fig. 15-12).

Cele mai importante sisteme trabeculare sunt următoarele:

1. *Sisteme de proiecție posterioare sau talamice.* Acestea provin din trohleea astragaliană, se întind înapoi și în jos și, prin articulația subtalară posterioară, ajung la tuberozitatea calcaneană mare.
2. *Sisteme de proiecție anterioară.* Acestea provin din astragal și se extind până la navicular, cuneiform și primele trei metatarsiene. Un alt grup de trabecule din acest sistem, mai puțin important , se extinde spre suprafața anterioară a calcaneului, cuboid și ultimele două metatarsiene.
3. *Sisteme transversale.* Acestea formează o serie de arcade frontale care, din spate spre față, mențin forțele care acționează asupra arcadei în direcție transversală. Ele dispar în treimea posterioară a metatarsienelor, deoarece nicio forță transversală nu acționează asupra antepiciorului.
4. *Sisteme de coeziune internă.* Acestea sunt specifice fiecărui os și sunt responsabile de integritatea fiecărui os din picior. Acest lucru împiedică strivirea acestora de către forțe externe.

5. *Sistemul maleolar.* Este aranjat ca două evantaie de origine fibulară și tibială, fiecare dintre acestea extinzându-se cu un fascicul anterior, mijlociu și posterior. Acestea servesc la transmiterea sarcinii de la maleole.

6. *Sisteme pentru stabilizarea călcâiului.* Acestea sunt sistemul calcanean posteroinferior și *sistemul sustentaculum tali.* Primul, numit și sistemul lui Ahile, transmite forța exercitată de tendonul lui Ahile către talpa piciorului și constituie „rotula" sistemului achilean-calcaneanplantar. Sistemul *sustentaculum tali* a fost deja descris în discuția despre stabilitatea călcâiului. Acesta se desfășoară vertical de la aspectul medial al tibiei, prin astragal, până la calcaneu, trecând peste fațeta articulară anteromedială.

7. *Sisteme metatarsiene.* Acestea au trei sisteme trabeculare: longitudinal superior, longitudinal inferior și un sistem transversal de coeziune internă situat în principal în epifizele proximale și distale. Acest sistem transversal este deosebit de bine dezvoltat în procesul stiloid al celui de-al cincilea metatarsian pentru a rezista forțelor mușchiului peronier scurt. Sistemele longitudinale servesc la transmiterea sarcinii de la partea posterioară a piciorului la partea antepicioară.

Cu piciorul în mișcare, în special în timpul mersului și cu atât mai mult în timpul alergării și săriturilor, greutatea se combină cu forțele acțiunii musculare și cu inerția mișcării. Piciorul în ansamblu acționează ca pârghia de ordinul doi menționată în biomecanica gleznei. Prin calcule matematice, se verifică faptul că forțele de compresiune la care sunt supuse diferitele oase ale piciorului ajung la aproximativ 300 kg. Forțele de tracțiune ale tendoanelor și ligamentelor se apropie de 200 kg.

În acest proces dinamic, funcția degetelor de la picioare este deosebit de importantă. Prin flexare și apăsare pe sol, acestea eliberează sarcina asupra metatarsienelor. Forța mușchilor flexori ajută la menținerea unei poziții de sprijin în picioare. În momentele finale ale fazei de sprijin a mersului și în timpul săriturilor, degetul mare susține nu numai greutatea corpului, ci și întreaga sa energie cinetică.

LITERATURĂ

Angulo Carrere MT, Llanos Alcázar LF. Cinematică și cinetică în: Biomecanică, medicină și chirurgie a piciorului. Masson, 1997.

De Donccker E, Kowalski C. Le pied normal et pathologique. Actul Orthop din Belgia din 1970; 36: 386.

Fernández Fairén M, Llanos Alcázar LF. Structura funcțională a piciorului. În: Biomecanica, medicina și chirurgia piciorului. Masson, 1997.

Lacul N. Piciorul. Balliere Tindell și Cox. Baltimore: Williams și Wilkins, 1952.

Llanos Alcázar LF. Biomorfologie în biomecanica, medicina și chirurgia piciorului. Masson, 1997.

Mann R. Biomecanică. În: Jahss MH, ed. Afecțiuni ale piciorului. Philadelphia: W. B. Saunders, 1982.

Manter JT. Mișcările articulațiilor subastragaliene și transverse ale astragalienilor. Anat Rec 1941; 80: 397.

Miralles R. Leziuni cauzate de inversiunea piciorului. Zona de inversie. Chir del piede 1983; 7: 17.

Morton DJ. Piciorul uman. Evoluția, fiziologia și tulburările sale funcționale. New York: Columbia University Press, 1935.

Pisani G. Trattato di chirurgie del piede. Torino: Minerva Medica, 1993.

Viladot A. Patologia antepiciorului, ediția a 3-a. Barcelona: Toray, 1981.

Viladot A și colab. Cincisprezece lecții despre patologia piciorului. Barcelona: Toray, 1989.

Viladot A, Lorenzo JC, Salazar *J,* Rodriguez A. Articulația subastragaliană: Embriologie și morfologie. Foot Ankle 1984; 5:55.

Viladot A, Roig Puerta J, Escarpenter J. Fiziopatologia tarsului posterior. Podologie 1963; 2:33.

Capitolul 16

Studiul mersului uman

A. VIADOT VOEGELI

Introducere

Mersul biped, cea mai caracteristică formă de locomoție umană, a fost definit în diverse moduri: „succesiune de pași", „mișcare prin sprijin alternativ al unuia sau ambelor picioare" sau ca „o formă de locomoție bipedală cu activitate alternativă a membrelor inferioare și menținerea echilibrului dinamic". Cu alte cuvinte, mersul este o formă de locomoție în care un om în poziție verticală, în mișcare, este susținut alternativ de ambele membre inferioare.

Mersul uman, mai degrabă decât dezvoltarea unui reflex înnăscut, pare a fi un proces învățat; cu toții putem observa încercările pe care le face un copil înainte de a învăța să meargă. Învățarea se dezvoltă în faze succesive, care sunt aproximativ următoarele: la vârsta de 8 luni, copilul poate sta în picioare câteva momente dacă i se dau ambele mâini; la 10 luni, se ridică spontan dacă are ceva de care să se agațe; la un an, poate merge dacă i se dau ambele mâini; iar la 14-15 luni, merge complet singur. Cu toate acestea, mersul pe care un individ îl menține la vârsta adultă nu este atins de copil decât la vârsta de 7-9 ani. Înainte de această vârstă, copilul experimentează cu întregul său sistem neuromuscular-scheletic, modificând mișcările care au loc în diferite părți ale corpului său, până când ajunge la un adevărat control neuronal, care este mult mai dezvoltat la oameni decât la alte mamifere care merg în patru labe.

Întrucât mersul este un proces învățat, nu este surprinzător faptul că fiecare persoană prezintă caracteristici unice în dezvoltarea sa. Aceste caracteristici personale sunt determinate de mai mulți factori: lungimea sau masa segmentelor corpului pot diferi de la o persoană la alta; mai mult, aceste segmente trebuie puse în mișcare de fibre musculare care pot varia și ele în lungime sau grosime. Este important de menționat că, deși diferențele dintre indivizi pot fi semnificative, diferențele în măsurătorile unghiulare în timpul mersului sunt mici. În plus, mersul aceluiași individ poate varia în funcție de diferite circumstanțe, cum ar fi terenul, încălțămintea, viteza de mers sau chiar starea sa emoțională.

Există diferite tehnici pentru studierea mersului, care sunt descrise mai jos .

Metode de studiu al mersului

Metode cinematice

Ei studiază dinamica mișcării fără a se preocupa de forțele care o provoacă.

Inspecție. Mersul poate fi studiat prin simpla observare a individului în timp ce merge. Coridorul oglindit al lui Ducroquet este foarte util; acesta constă dintr-un set de cinci oglinzi care permit observatorului să vizualizeze simultan toate planurile individului în timp ce merge.

Fotografie. O metodă complementară celei anterioare. Folosește fie tehnica expunerii multiple cu o viteză de 26 de imagini pe secundă, fie expunerea lungă, care permite surprinderea mai multor faze ale mișcării într-o singură imagine.

Cinematografie. O evoluție naturală a metodei anterioare. Individul este filmat în timp ce merge, iar prin analiza cadrelor, putem aprecia caracteristicile mișcării care are loc la fiecare cincizeci de secundă, dacă folosim camere standard. Cu camere speciale, se pot atinge viteze de până la 400 de cadre pe secundă.

Video. Această metodă folosește aceleași principii ca și precedenta pentru studierea mersului. Avantajul său este că este mult mai economică, dar dezavantajul este că nu atinge aceleași viteze sau calitate a imaginii ca și cinematografia. Atunci când este conectată la un computer, oferă informații cantitative despre mișcare.

Cineradiologie. Această metodă, complementară celei anterioare, produce imagini radiografice ale unor articulații specifice în timp ce acestea sunt în mișcare. Are avantajul de a oferi o descriere foarte bună a cinematicii articulare, dar dezavantajul că poate fi efectuată doar în faza de sprijin a membrului, deoarece aparatul cu raze X și camera nu pot urmări pacientul în timpul fazei de balansare.

Accelerometre. Acestea măsoară accelerația diferitelor părți ale corpului. Sunt folosite pentru a evalua dinamica centrului de greutate al corpului sau a unui segment specific . Această metodă este de obicei utilizată împreună cu metodele fotografice.

Aparate goniometrice și electrogoniometrice. Aplicate la nivelul membrului, acestea măsoară mobilitatea unghiulară a unei anumite articulații în timpul mersului.

Senzori plantari. Plasați în diferite puncte ale tălpii piciorului, fie direct, fie prin încălțăminte sau tălpi interioare adecvate, aceștia captează momentele în care fiecare parte a tălpii intră în contact cu solul și secvența acestor momente.

Metode cinetice

Ei studiază forțele produse în timpul mersului. Acestea sunt următoarele:

1. *Platforma de forță.* Înregistrează forțele verticale, laterale, anteroposterior și torsionale exercitate asupra solului în timpul mersului. Acestea sunt exprimate ca procente din greutatea corporală.

2. *Senzori ficși pe picior.* O îmbunătățire față de cei utilizați în cinematică, aceștia măsoară nu doar momentul și durata contactului, ci și intensitatea presiunii pe care o suportă. Au dezavantajul că mersul cu senzorii modifică ușor mersul natural.

3. *Baropodometre.* Acestea sunt folosite pentru a analiza presiunile exercitate asupra fiecărui punct al tălpii piciorului prin intermediul unei platforme.

Activitatea musculară și cheltuielile energetice

Activitatea musculară în timpul mersului este studiată cu ajutorul electromiografiei. În unele centre, analiza cinematică se efectuează împreună cu electromiografia, permițându-ne să determinăm ce activitate musculară corespunde fiecărei faze a mersului. Electrozii sunt plasați fie profund, fie superficial, iar semnalele sunt transmise către electromiograf prin fire sau unde radio.

Consumul de energie al mersului pe jos este studiat prin consumul de oxigen. Acesta este evaluat prin faptul că pacientul merge purtând un spirometru.

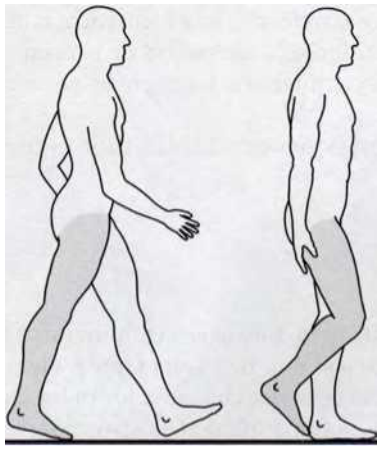
În timpul mersului normal, sistemul nostru musculo-scheletic este o mașinărie extrem de eficientă. Toată cinetica și cinematica mersului sunt îndreptate spre consumul cât mai puținelor calorii posibile. Cu toate acestea, dacă condițiile normale sunt alterate, consumul de energie crește brusc; acest lucru este evident în șchiopătare, indiferent de cauza acesteia, sau în utilizarea protezelor externe sau interne. De asemenea, se poate observa că intervențiile chirurgicale corective sau ortezele reduc consumul de energie.

Este important de evidențiat modul în care lucrul este distribuit între diverșii mușchi ai extremității inferioare pentru a obține întotdeauna un consum minim de energie.

Nomenclatura în studiul mersului

Înainte de a putea descrie marșul, trebuie să definim o serie de concepte care vor fi utilizate pe parcursul acestui capitol.

- *Ciclul de mers.* Intervalul dintre două lovituri succesive ale călcâiului aceluiași picior cu solul. Prin urmare, un ciclu constă în doi pași. Se măsoară în secunde.
- *Perioada de susținere.* Partea ciclului în care piciorul intră în contact cu solul. Se măsoară în secunde.
- *Perioada de balansare.* Partea ciclului în care piciorul nu este în contact cu solul. Se măsoară în secunde.
- *Dublă susținere.* Parte a ciclului în care ambele picioare intră simultan în contact cu solul . Se măsoară în secunde.
- *Suport unilateral.* Doar un picior este în contact cu solul. Măsurat în secunde.
- *Viteza de mers.* Distanța parcursă de corp înainte în unitatea de timp. Se măsoară în centimetri sau metri pe secundă. Este legată de lungimea membrelor inferioare.
- *Cadența mersului.* Acesta este numărul de cicluri sau pași pe unitatea de timp. Se măsoară în cicluri sau pași pe minut sau pași pe secundă. O cadență normală este de aproximativ 115 pași pe minut. Aceasta crește odată cu utilizarea tocurilor înalte.
- *Lungimea ciclului.* Distanța dintre două lovituri consecutive de călcâi ale aceluiași picior. Măsurată în metri sau centimetri.



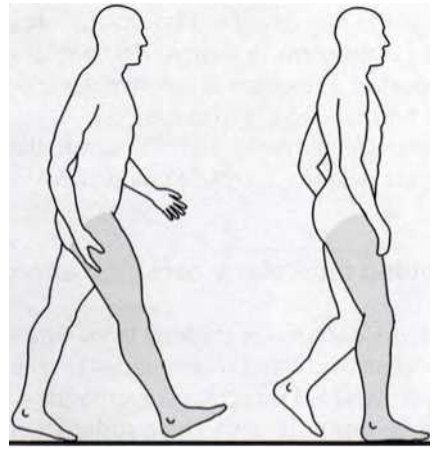


Figura 16-1. Ore de timp pentru luna martie.

- *Lungimea pasului.* Distanța dintre ambele picioare atunci când acestea ating solul. Se măsoară în centimetri. Scade cu tocurile înalte.
- *Lovitura călcâiului.* Momentul în care călcâiul intră în contact cu solul. Marchează începutul și sfârșitul ciclului.
- *Degetul mare de la picior.* Momentul în care degetul mare de la picior pierde contactul cu solul . Marchează sfârșitul fazei de susținere și începutul fazei de balansare.

Cinematică

Când studiem mersul diferiților indivizi, observăm că dispar caracteristicile personale și apar elemente comune. Mersul normal se realizează în patru faze (Fig. 16-1).

Momentele marșului

1. *Primul sprijin dublu.* Se caracterizează prin contactul ambelor picioare cu solul: unul inițiază contactul cu călcâiul, în timp ce celălalt, aproape de faza de împingere , este susținut de capul primului metatarsian și vârful degetului mare de la picior.
2. *Primul sprijin unilateral.* Piciorul, care anterior se sprijinea doar pe degetul mare, a părăsit solul și își începe perioada de balansare. Prin urmare, greutatea corpului se sprijină pe un singur membru. Momentul în care piciorul care balansează depășește înălțimea piciorului care susține greutatea corpului se numește „pas vertical" și împarte perioada de balansare în două faze, în funcție de faptul dacă piciorul care balansează se află în spatele sau în fața centrului de greutate al corpului.
3. *Al doilea sprijin dublu.* Este simetric față de primul sprijin dublu, dar aici piciorul care se ridica anterior intră acum în contact cu călcâiul, încheindu-și faza de balansare. Celălalt picior este susținut de degetul mare, pregătindu-se pentru decolare .

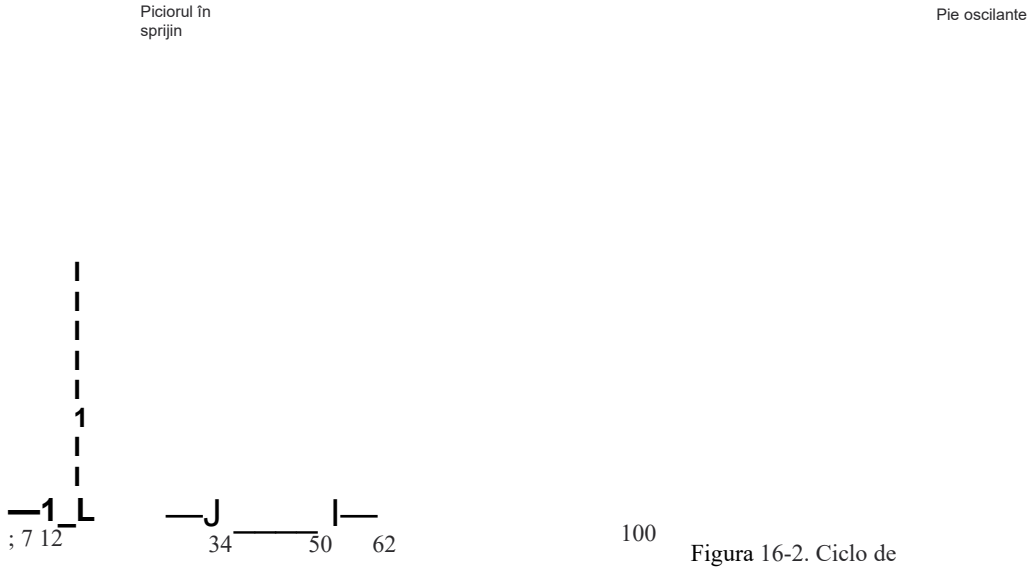


Figura 16-2. Ciclo de marcha.

4. *Al doilea sprijin unilateral.* Este simetric față de a doua fază, dar cu picioarele inversate: cel care anterior era în faza de balansare este acum în faza de sprijin și invers.

În perioadele de dublu sprijin, greutatea este transferată de pe un picior pe celălalt.

Aceasta se numește dublu sprijin din spate sau poziție de împingere atunci când piciorul folosit ca punct de referință se află într-o poziție spre spate. În această poziție, piciorul, susținut de partea sa din față, accelerează corpul înainte.

Aceasta se numește dublu sprijin anterior sau frânare atunci când piciorul folosit ca punct de referință este într-o poziție înainte. În această poziție, piciorul, susținut de călcâi, încetinește accelerația corpului înainte.

Când se analizează ciclul mersului — adică perioada de timp dintre două lovituri consecutive de călcâi ale aceluiași picior — se observă că timpii de mers descriși apar în proporțiile prezentate în Figura 16-2. Trebuie menționat că, pe măsură ce viteza de mers crește, perioada de dublă susținere scade, dispărând complet în timpul alergării. În timpul alergării, ambele picioare nu intră niciodată simultan în contact cu solul.

Fazele de susținere plantară

În mod clasic, se accepta faptul că piciorul în contact cu solul era sprijinit în patru faze succesive: *a)* lovirea călcâiului; *b)* sprijinirea călcâiului, a marginii exterioare și a antepiciorului; *c)* sprijinirea antepiciorului și *d)* pornirea din partea antepiciorului, terminând cu degetul mare.

Viladot a efectuat un studiu optico-cinematografic în sala cu oglinzi a lui Ducrocquet pe 200 de picioare normale și a observat că modelul clasic de dezvoltare a mersului apare doar la 30% dintre indivizi. În restul de 70% din cazuri, dezvoltarea mersului are loc în modul descris de Lelièvre (Fig. 16-3): *a)* impactul piciorului

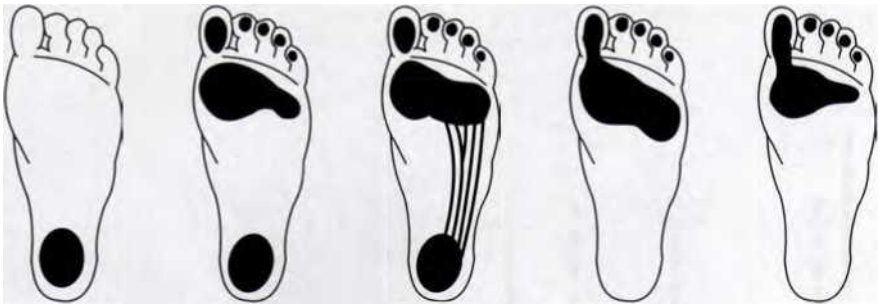


Figura 16-3. Fazele suportului plantar

Ion; *b)* susținere a călcâiului și a antepiciorului; *c)* susținere a călcâiului, a antepiciorului și susținere trecătoare a marginii exterioare ; *d)* susținere a antepiciorului și *e)* decolare a antepiciorului care se termină cu degetul mare de la picior.

Aceste faze de susținere plantară au fost acum confirmate prin baropodometrie electronică.

Cu alte cuvinte, în timpul mersului, piciorul normal se comportă ca și cum ar avea o arcadă proeminentă, cu un sprijin foarte trecător din partea marginii exterioare. Treizeci la sută dintre picioarele care suportă greutatea în mod clasic au un anumit grad de insuficiență a arcadei plantare.

Mecanismul mersului

Dacă luăm în considerare mecanismul prin care se produce mersul pe jos, trebuie să luăm în considerare faptul că organismul uman, atunci când merge, se comportă atât ca un sistem fizic, cât și ca un organism biologic și, în consecință, este supus atât legilor fizice ale mișcării, cât și legilor biologice ale acțiunii musculare. Inman (1981) a emis ipoteza că organismul uman integrează mișcarea tuturor segmentelor sale și activitatea musculară pentru a minimiza energia necesară pentru a face un pas. Ralston a studiat necesarul energetic al unui adult normal care merge la diferite viteze și a constatat că fiecare persoană are o viteză de mers care necesită un minim de energie și că, pe măsură ce cineva merge mai repede sau mai încet, necesarul energetic variază. S-a calculat că viteza de mers care necesită cel mai mic consum de energie este de aproximativ 4,5 km/h.

Dacă vrem să studiem cum are loc consumul de energie în timpul mersului și mecanismele pe care corpul uman le are pentru a minimiza acest consum, suntem interesați să analizăm deplasările suferite de centrul de greutate al corpului, care este situat aproximativ în fața celei de-a doua vertebre sacrale.

Deplasarea verticală a centrului de greutate

În timpul marșului, corpul suferă o deplasare ritmică în sus și în jos, care poate fi ușor observată într-o paradă atunci când un soldat este în decalaj. Această deplasare verticală (Fig. 16-4) este strâns legată de locomoția bipedă: în fazele de dublu sprijin, când ambele picioare sunt separate și în contact cu solul, centrul de greutate este în punctul său cel mai de jos; în fazele de sprijin simplu, când corpul este propulsat peste piciorul extins,

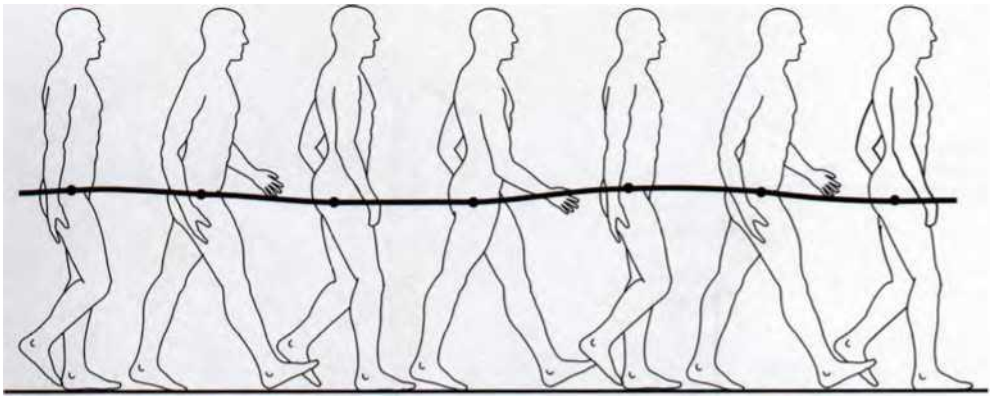


Figura 16-4. Desplazamiento vertical del centro de gravedad.

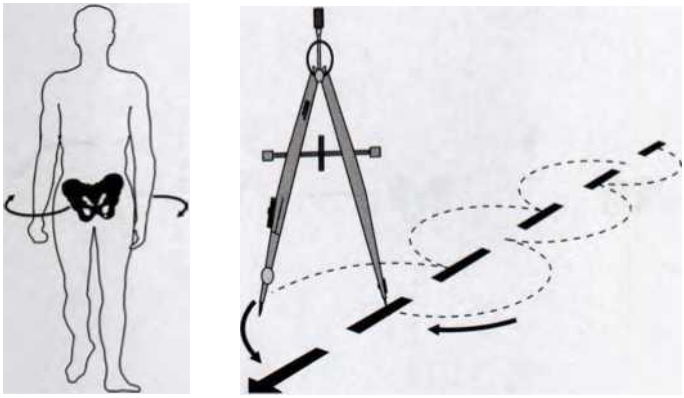


Figura 16-5. Rotación pélvica en plano horizontal.

Centrul de greutate atinge punctul său cel mai înalt. Saunders și colab. (1953) au măsurat distanța dintre aceste două puncte extreme, constatând că este de 4 sau 5 cm. Prin urmare, în timpul mersului, corpul trebuie să urce și să coboare cu această distanță, necesitând un consum de energie. S-a demonstrat că centrul de greutate, în deplasarea sa, descrie o curbă sinusoidală, care necesită cel mai mic consum de energie. Pentru a realiza această deplasare sinusoidală, au loc o serie de mișcări coordonate ale membrului inferior în toate cele trei planuri ale spațiului. Pelvisul, șoldul și genunchiul lucrează împreună pentru a reduce amplitudinea curbei, în timp ce genunchiul, glezna și piciorul lucrează pentru a netezi schimbările de direcție a curbei.

MIȘCĂRI PELVINE

Pelvisul contribuie la deplasarea lină a centrului de greutate cu trei mișcări . În plan orizontal (Fig. 16-5), efectuează o mișcare de rotație similară cu cea a unui compas, care poate fi mișcată fără a modifica înălțimea greabănului. În momentul în care piciorul părăsește solul, pelvisul începe să se rotească spre interior și continuă această mișcare până când călcâiul intră din nou în contact cu solul. Din acel moment,

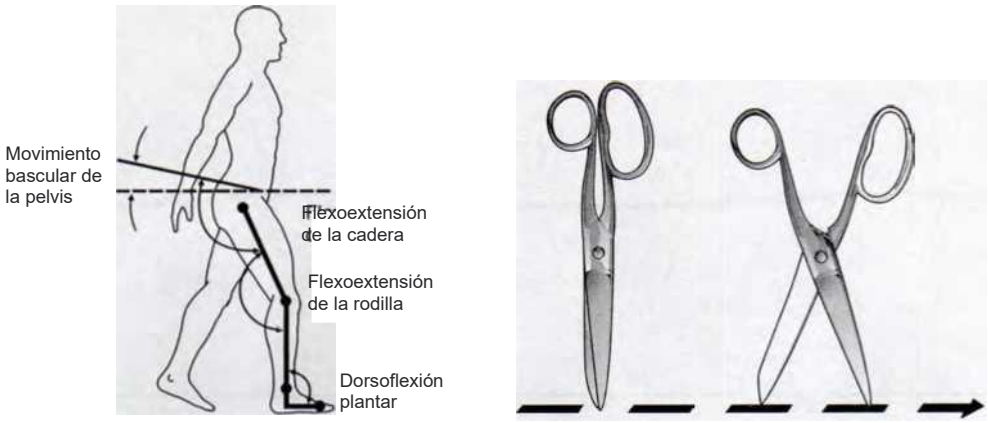


Figura 16-6. Movimientos de la pelvis y la extremidad inferior en el plano sagital.

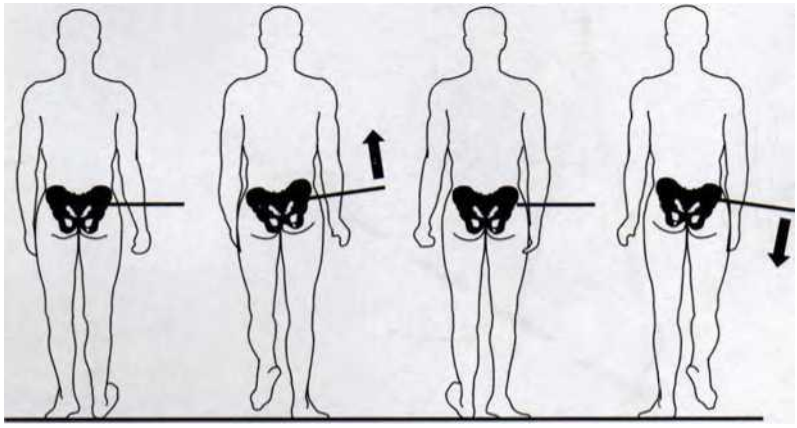
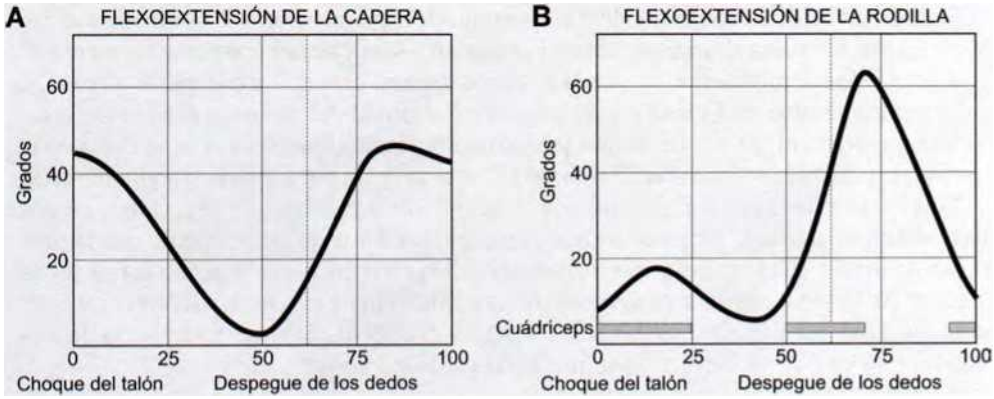


Figura 16-7. Movimiento de la pelvis en el plano frontal.

Piciorul decelerează brusc și începe să se rotească spre exterior până când un picior este plat pe sol, iar celălalt începe faza de balansare. Aceasta este o rotație simetrică pentru fiecare membru, ceea ce este logic având în vedere că centura pelviană funcționează la fel pentru ambele membre inferioare. Amplitudinea acestei mișcări este de aproximativ 10° de rotație internă și externă. Dacă o persoană nu ar putea efectua această mișcare, ar merge cu o mișcare de tip foarfecă, deschizând și închizând lamele, ceea ce implică variații semnificative ale înălțimii la greabăn. Când mergem, adaptăm ambele tipuri de mișcări: mișcarea de tip compas cu rotație pelviană și mișcarea de tip foarfecă cu flexie și extensie a șoldului (Fig. 16-6).

A doua mișcare pelviană care ne interesează are loc în plan frontal și constă în înclinarea pelvisului spre partea laterală a piciorului care se leagănă (Fig. 16-7); adică mergem într-o ușoară poziție Trendelenburg care, la fel ca mișcarea de rotație, ajută la reducerea deplasării verticale a centrului de greutate. Amplitudinea acestei mișcări, de asemenea simetrică pentru fiecare membru inferior, este de aproximativ 5 grade în sus și în jos.



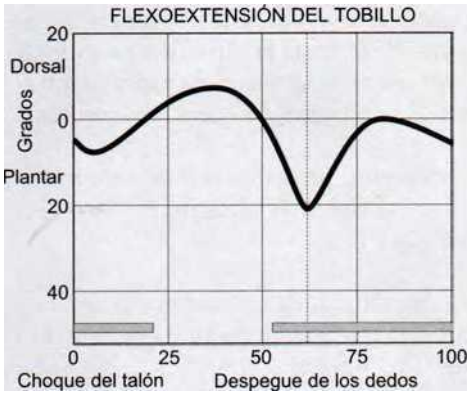


Figura 16-8. Valoarea unghiulară a mișcărilor în plan sagital. A. Șold. B. Genunchi. C. Gleznă.

A treia mișcare a pelvisului este o mișcare de înclinare înainte în plan sagital (Fig. 16-6). Aceasta poate fi determinată prin calcularea unghiului format cu orizontala de o linie dreaptă ce leagă simfiza pubiană de prima vertebră sacrală. În timpul mersului, aceasta variază între 18 și 25°, în funcție de viteză.

Acest unghi este afectat și în același timp influențat de gradul de lordoză al coloanei lombare.

MIȘCAREA ȘOLDULUI

Mișcarea principală a șoldului în timpul mersului este flexia-extensia, care are loc în plan sagital. Aceasta se calculează din unghiul format de pelvis și femur (Fig. 16-6). Așa cum s-a discutat în secțiunea despre înclinarea pelviană înainte , pelvisul nu este niciodată orizontal; acesta menține întotdeauna o ușoară flexie minimă de 18° în timpul mersului. Aceasta explică de ce, deși în timpul mersului normal poate părea că hiperextindem șoldul, acest lucru nu se întâmplă niciodată, deoarece există un anumit grad de flexie pelviană.

La începutul ciclului (Fig. 16-8A), șoldul este flectat la 45° . Din acel punct și până la 50% din ciclu, șoldul se extinde; această perioadă de extensie coincide cu momentul în care membrul susține întreaga greutate a corpului în timp ce acesta se balansează înainte.

La mijlocul ciclului, coincidând cu impactul piciorului opus care își încheie faza de oscilație, șoldul atinge extensia maximă și se află aproximativ la 0 ˚.

Din acel moment, când piciorul opus începe să împartă greutatea, șoldul începe să se flexeze. Când membrul se desprinde de pe sol, la 62% din ciclu, șoldul se află la 10° de flexie și continuă să se flexeze până la 90% din ciclu, când atinge din nou flexia maximă de 45°, pregătindu-se să înceapă următorul ciclu.

Această flexie a șoldului, la fel ca flexia genunchiului care are loc în această parte a ciclului, scurtează lungimea membrului care se balansează, permițând piciorului să se balanseze liber în ciuda căderii pelviene care are loc în timpul fazei de balansare. Această scurtare a membrului are și un efect mecanic: prin scurtarea membrului, efortul muscular necesar pentru accelerarea acestuia înainte este redus, contribuind astfel la scăderea oboselii mersului.

A doua mișcare a șoldului în timpul mersului are loc în plan frontal și este abducția-adducția. Este influențată de doi factori: înclinarea pelviană, deja discutată, și transferul de greutate de la un picior la altul. La atingerea călcâiului, la începutul ciclului de mers, șoldul se află într-o poziție neutră și se adduce la aproximativ 6 grade, sau până la mijlocul fazei de susținere. Din acest punct, pe măsură ce trunchiul începe să se deplaseze spre piciorul opus , șoldul se abduce la 8 grade , sau până la decolarea degetelor de la picior, moment în care se adduce din nou treptat.

A treia mișcare a șoldului este rotația în plan orizontal. Această mișcare va fi discutată împreună cu restul membrului inferior mai târziu.

MIȘCĂRILE GENUNCHIULUI

În timpul mersului, genunchiul este supus la două mișcări fundamentale: una de rotație, integrată în rotația efectuată de membrul inferior în ansamblu și care va fi analizată ulterior, și o alta de flexie-extensie.

Când membrul intră în contact cu solul (Fig. 16-8B), genunchiul este aproape complet extins, doar flexat la 7 ˚. Imediat după acest contact, genunchiul se flexează pe măsură ce piciorul intră în contact complet cu solul. Această flexie inițială a genunchiului, de aproximativ 10°, are loc împotriva unei contracții progresive a cvadricepsului și este cauzată de acțiunea de pârghie creată atunci când călcâiul atinge solul. Această flexie inițială servește la amortizarea impactului loviturii călcâiului: putem observa că, dacă mergem cu genunchiul rigid, simțim o zdruncinare în tot corpul la fiecare pas.

Imediat după ce piciorul opus a ridicat solul, la 12% din ciclu, genunchiul se extinde din nou și atinge 5 grade de flexie la 40% din ciclu; adică, genunchiul atinge gradul maxim de extensie în timpul fazei de sprijin unilateral , care oferă o poziție stabilă membrului ce susține întreaga greutate a corpului în timp ce acesta este propulsat în sus și înainte.

Faptul că întreaga fază de sprijin se desfășoară pe un picior care este mereu mai mult sau mai puțin flectat ajută la diminuarea deplasării verticale a centrului de greutate.

De la 40% la 70% din ciclul de mers, coincidând cu faza finală a fazei de sprijin și începutul fazei de balans, genunchiul începe a doua fază de flexie, ajungând la aproximativ 65°. Această flexie a genunchiului scurtează, de asemenea, lungimea membrului care se balansează, permițându-i să se miște liber în spațiu și reducând efortul muscular necesar pentru a accelera piciorul înainte.

De la 75% din ciclu încolo, genunchiul își începe din nou extensia pentru a reveni la poziția sa tactar con el suelo e iniciar el siguiente ciclo.

normală.

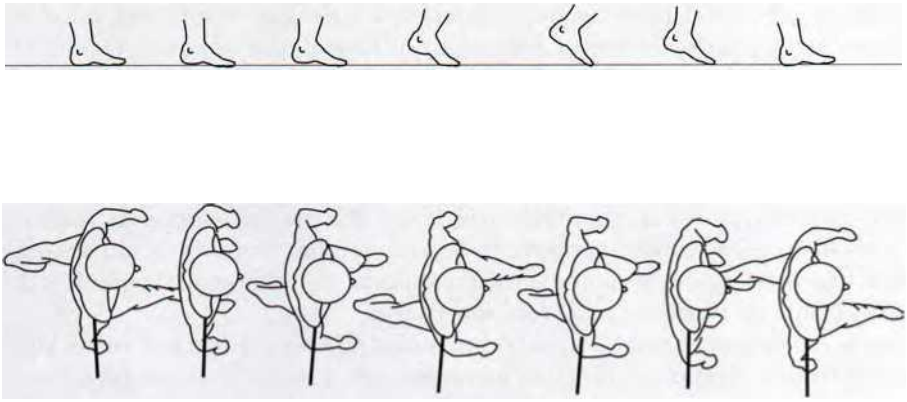


Figura 16-9. Mișcări de rotație în plan orizontal.

Genunchiul ajută, de asemenea, la reducerea deplasării centrului de greutate, fiind într-o ușoară flexie în momentul în care corpul trece peste piciorul de sprijin.

MIȘCĂRILE GLEZNEI

În timpul mersului, glezna efectuează doar mișcări de flexie-extensie (Fig. 16-8C). La începutul ciclului de mers, piciorul se află într-un unghi de flexie plantară de 5 °. La contactul cu solul, acesta suferă o flexie plantară rapidă, ajungând până la 11° în timpul a 7% din ciclu, când piciorul este plat pe sol. Această flexie se datorează acțiunii pasive de pârghie create atunci când călcâiul atinge solul și are loc împotriva unei contracții crescânde a mușchiului tibial anterior.

După această flexie plantară rapidă, începe dorsiflexia piciorului. Piciorul stă plat pe sol și atinge valoarea maximă de 4 grade de dorsiflexie la aproximativ 35% din ciclul de mers, când călcâiul începe să se ridice de la sol. Această perioadă de dorsiflexie coincide cu trecerea de la verticală.

De la 35% din ciclu până la 62%, când se decolează de la sol, piciorul suferă o flexie plantară care ajunge până la 13°. Această flexie are loc odată cu ridicarea progresivă a piciorului de la sol, care începe de la călcâi și se termină la degetul mare.

Odată ce a intrat în perioada de oscilație, piciorul suferă dorsiflexie și se pregătește pentru a intra în următorul ciclu.

Aceste mișcări amortizează impactul cu solul la începutul ciclului și propulsează membrul înainte la sfârșitul perioadei de sprijin.

MIȘCAREA DE ROTAȚIE A MEMBRULUI INFERIOR

În timpul mersului, membrul inferior, pe lângă faptul că este supus mișcărilor în planul frontal și sagital despre care am discutat deja, efectuează o mișcare de rotație în planul orizontal sau transversal (fig. 16-9).

Pelvisul, femurul și tibia, în momentul ridicării piciorului de pe sol, în 62% din ciclu, inițiază o mișcare de rotație internă care durează pe durata perioadei de oscilație a membrului și o parte din perioada de sprijin.

La aproximativ 12% din ciclu (18% pentru pelvis, 12% pentru tibie și 7% pentru femur), se atinge gradul maxim de rotație internă și se poate observa că partea distală (tibia) s-a rotat de trei ori mai mult decât partea proximală (pelvis).

Începând cu 12% din ciclu, când începe faza de sprijin unilateral, are loc mișcarea de rotație externă, care durează până la sfârșitul perioadei de oscilație. Ca și înainte, se poate observa că tibia se rotește puțin mai mult decât pelvisul.

Din cele de mai sus, se poate deduce că mișcările de rotație ale membrului inferior sunt legate de susținerea greutății corpului de către membru: din momentul în care membrul încetează să mai susțină greutatea la decolarea de la sol (62% din ciclu) până când o susține în întregime (12% din ciclu) efectuează o mișcare de rotație internă, în timp ce din momentul în care susține toată greutatea până când nu o mai susține, efectuează o mișcare de rotație externă.

În această mișcare de rotație a membrului inferior, șoldul și genunchiul sunt implicate în mod natural. Pentru a măsura magnitudinea acestei afectări, scădem rotația femurului din rotația pelviană pentru a obține rotația șoldului față de pelvis; iar dacă scădem rotația tibiei din rotația femurală, obținem rotația relativă a genunchiului față de femur. Prima este de 7°, iar a doua este de 12°.

Aceste mișcări de rotație ale șoldului față de pelvis și ale genunchiului față de femur, în ciuda dimensiunilor lor reduse, sunt de o importanță capitală, de exemplu, în proiectarea unei proteze: dacă într-o amputație deasupra genunchiului proteza nu are un joc de rotație mic la nivelul genunchiului artificial, mișcarea de rotație se va produce între bont și proteză, cu disconfortul aferent pentru pacient.

Rotația piciorului în timpul mersului este influențată de doi factori fundamentali:

1. Axa gleznei, așa cum s-a discutat în explicația biomecanicii acestei articulații, se desfășoară din față în spate, din interior spre exterior și de sus în jos. Drept urmare, cu piciorul liber în aer, flexia plantară se traduce în plan orizontal în rotație internă (degetele mari ale ambelor picioare se apropie unul de celălalt), iar dorsiflexia în rotație externă. La contactul cu solul, piciorul suferă o ușoară rotație internă care se termină atunci când piciorul se aplatizează pe sol și coincide cu flexia plantară a gleznei. Odată ce piciorul este ancorat în sol, susținând greutatea corpului, nu poate efectua nicio mișcare de rotație decât aproximativ la jumătatea ciclului de mers. Când este parțial ridicat de sol (călcâiul începe să se ridice la 34% din ciclu) și celălalt picior începe să susțină greutatea, devine posibilă efectuarea unei mișcări de rotație internă care coincide cu flexia plantară a gleznei și durează până la 62% din ciclu, când piciorul este complet ridicat de sol. În perioada de oscilație a membrului, piciorul efectuează o mișcare de rotație externă și o mișcare de rotație internă: prima are loc începând cu 62% din ciclu și coincide cu dorsiflexia gleznei; a doua are loc spre sfârșitul ciclului și se extinde până la începutul perioadei de sprijin a ciclului următor, care coincide cu flexia plantară.
2. Așa cum am menționat anterior, mișcarea de rotație a membrului inferior este transmisă de tibie prin articulația subtalară spre interiorul piciorului. Axa acestei articulații formează un unghi de 42° cu orizontala și un unghi de 16° cu axa longitudinală a piciorului. Inman compară această articulație cu o balama poziționată oblic, ceea ce înseamnă că atunci când există rotație în partea superioară, partea inferioară a balama se rotește în direcția opusă. Aplicată la picior, aceasta înseamnă că atunci când tibia se rotește spre exterior, are loc o mișcare de inversiune a calcaneului și o supinație a antepiciorului. Invers, când tibia se rotește spre interior, are loc eversia sau valgusul calcaneului și pronația antepiciorului. În timpul mersului, la contactul inițial cu solul, călcâiul deviază în valgus, iar antepiciorul pronează până când piciorul este ferm plantat pe sol. Pe măsură ce piciorul

se ridică de la sol, are loc mișcarea opusă: călcâiul este în varus, iar antepiciorul este în supinație (Fig. 15-8A). Flexibilitatea piciorului în timpul acomodării și rigiditatea în timpul propulsiei sunt determinate, așa cum am menționat deja, de orientarea axelor articulațiilor talonaviculare și calcaneocuboidiene.

Dacă mișcările pelvine, ale șoldului și ale genunchiului descrise mai sus nu ar avea loc, deplasarea verticală ar fi de două ori mai mare și, prin urmare, la fel și cheltuielile energetice . Totuși, dacă ar fi implicate doar aceste trei tipuri de mișcări, deplasarea centrului de greutate în spațiu ar urma o serie de arcuri întrerupte. Dacă am merge cu genunchiul rigid și fără gleznă sau picior, în momentul în care călcâiul piciorului în care se leagănă atinge solul, ar exista o decelerare bruscă a centrului de greutate, rezultând o pierdere de energie. Pentru a preveni acest lucru, există mișcări ale genunchiului, gleznei și piciorului, care scurtează piciorul și absorb impactul loviturii. Odată ce centrul de greutate a fost decelerat, corpul trebuie propulsat în sus pentru a trece peste piciorul opus, rezultând următorul pas. Acest lucru se realizează după cum urmează: piciorul este alungit prin extensia genunchiului și flexia plantară a piciorului, iar rezultatul ambelor mișcări este ridicarea călcâiului și accelerarea centrului de greutate.

Deplasarea laterală a centrului de greutate

Când o persoană merge, nu rămâne întotdeauna în planul liniei de progresie; în schimb, corpul său oscilează dintr-o parte în alta (Fig. 16-10). Această deplasare laterală a centrului de greutate, care este egală cu cea a capului și trunchiului, este de aproximativ 5 cm, atingând maximul în timpul punctului de mijloc al fazei de sprijin unilateral al membrului. Aceasta crește odată cu creșterea lungimii pasului și a vitezei de mers. Această deplasare laterală a centrului de greutate urmează, de asemenea, o curbă sinusoidală și este legată de faza de susținere a greutății ambelor membre inferioare, deoarece servește la menținerea trunchiului aliniat cu membrul care susține greutatea.

Prin urmare, capul și trunchiul joacă un rol pasiv în timpul mersului, rămânând pur și simplu centrate peste zona formată de picioare și deplasând greutatea corpului către membrul de susținere. Dacă acest lucru nu s-ar întâmpla și trunchiul ar fi poziționat în afara bazei de susținere, echilibrul s-ar pierde și mersul ar fi imposibil.

Mișcarea de rotație a centurii scapulare este asincronă cu cea a pelvisului: dacă mergem foarte încet, observăm că centura scapulară se rotește paralel cu pelvisul , dar la atingerea vitezei normale de mers, există o asincronie de aproximativ 90° între cele două mișcări. Această asincronie este maximă în timpul alergării.

La extremele centurii scapulare, brațele se comportă ca niște penduluri care încep să se balanseze. Dacă plasăm un gips care cuprinde trunchiul, pelvisul și umerii, forțând centura scapulară și cea pelviană să se rotească împreună, observăm că mersul devine...

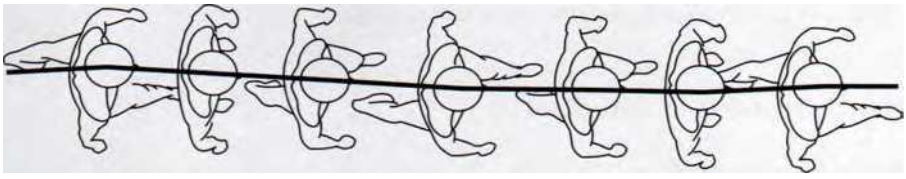


Figura 16-10. Deplasarea laterală a centrului de greutate.

Acest lucru îngreunează foarte mult mersul, deoarece crește necesarul de energie. Prin urmare, putem spune că acest sistem de rotație a centurii scapulare și balansare a brațelor, în direcția opusă rotației pelvine, constituie un sistem de amortizare a șocurilor care oferă o mai mare fluiditate mersului.

Cinetica mersului

În timpul mersului, un om se comportă ca o mașină autopropulsată: singurele forțe care acționează asupra lor sunt gravitația și acțiunea musculară. Triadele de mușchi sunt aranjate astfel încât pot produce doar mișcări de rotație în jurul axelor articulațiilor. Dacă am fi suspendați deasupra solului, am putea efectua tot felul de rotiri cu diferitele segmente ale corpului nostru, dar nu am putea iniția și menține o mișcare continuă înainte. Pentru a face acest lucru, avem nevoie de un punct fix extern nouă asupra căruia să aplicăm diferitele forțe exercitate de corp. În locomoție, acest punct fix este solul și, cu ajutorul unei platforme de forță, putem măsura intensitatea acestor forțe.

Forța de reacție verticală

Această forță, reprezentată în Figura 16-11, reflectă deplasările verticale ale centrului de greutate. La lovirea călcâiului , când corpul este propulsat în sus pentru a trece peste piciorul de sprijin, forța de reacție la sol crește; când corpul coboară pentru a ateriza pe piciorul opus, forța verticală asupra solului scade. Când membrul se ridică, acesta propulsează corpul în sus și înainte, producând al doilea vârf al curburii.

Din aceste date, putem deduce că energia potențială a corpului, care este egală cu greutatea sa înmulțită cu înălțimea centrului său de greutate, atinge valoarea sa maximă în punctul de elevație maximă. Pe măsură ce corpul coboară, această energie este transformată în energie cinetică, care este utilizată pentru a accelera corpul înainte, și va fi apoi transformată înapoi în energie potențială în timpul următoarei elevații a corpului.

Acest transfer între energia potențială și cea cinetică nu este 100% eficient. Dacă ar fi așa, mersul pe jos nu ar avea niciun cost energetic, dar nu este cazul. Există pierderi de energie care sunt compensate prin acțiunea musculară. Cu toate acestea, în ceea ce privește cheltuielile energetice, trebuie menționat că mersul normal este o activitate relativ economică, deoarece cheltuielile energetice ale unui individ care merge într-un ritm confortabil de mers sunt de aproximativ 80 de calorii pe minut per kilogram de greutate corporală. Pentru același individ, într-o stare de repaus absolut, cheltuielile energetice sunt de 17 calorii pe minut per kilogram de greutate corporală.

Forța de reacție longitudinală

Această forță, reprezentată în figura 16-11, traduce forțele de frânare și de împingere pe care le-am discutat la explicarea timpilor de mers.

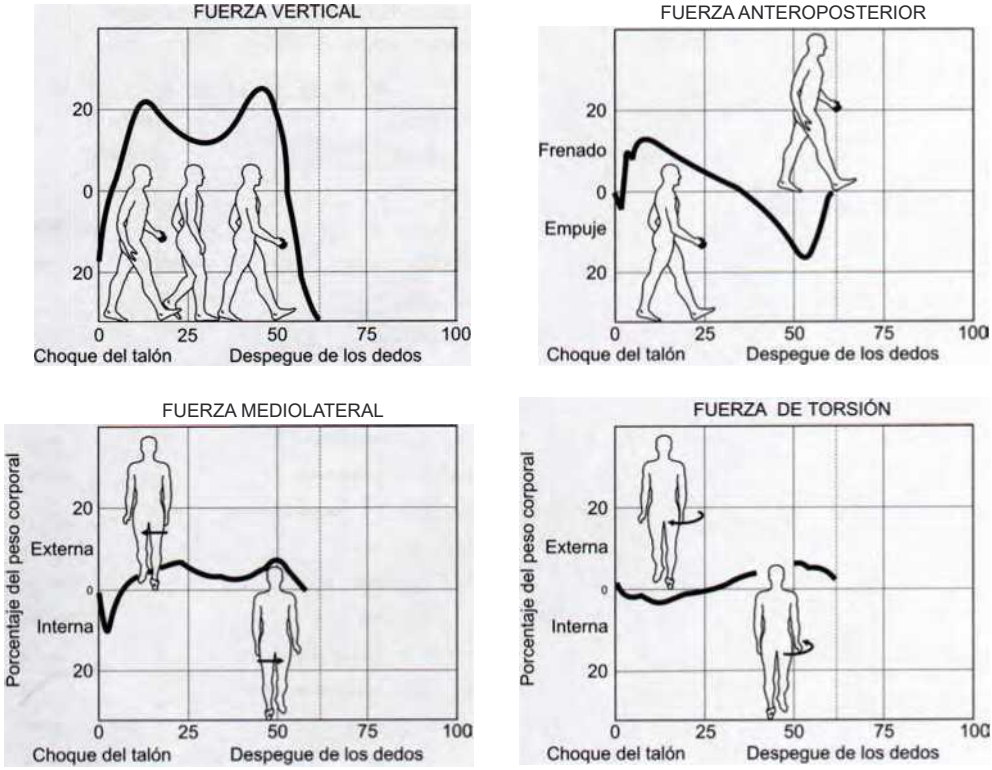


Figura 16-11. Registros de la plataforma de fuerzas.

În momentul loviturii călcâiului, producem o forță de frânare, în timp ce în momentul decolării producem o forță de împingere înainte. Ambele forțe sunt mult mai mici decât forța verticală.

Forța de reacție laterală

Această forță, care, așa cum se arată în Figura 16-11, este de intensitate foarte mică, traduce deplasările laterale ale centrului de greutate.

Cuplu

Piciorul exercită o forță de torsiune asupra solului, care este traducerea mișcării de rotație a membrului inferior în timpul mersului. Intensitatea și direcția acestei forțe sunt legate de susținerea greutății: din momentul în care membrul intră în contact cu solul la lovirea călcâiului și până când suportă întreaga greutate, acesta suferă o rotație internă, rezultând o forță de torsiune internă. Din acest punct și până când membrul susține complet greutatea, acesta suferă o rotație externă cu o forță de torsiune externă corespunzătoare. La fel ca forța laterală, aceasta este o forță de intensitate redusă (Fig. 16-11).

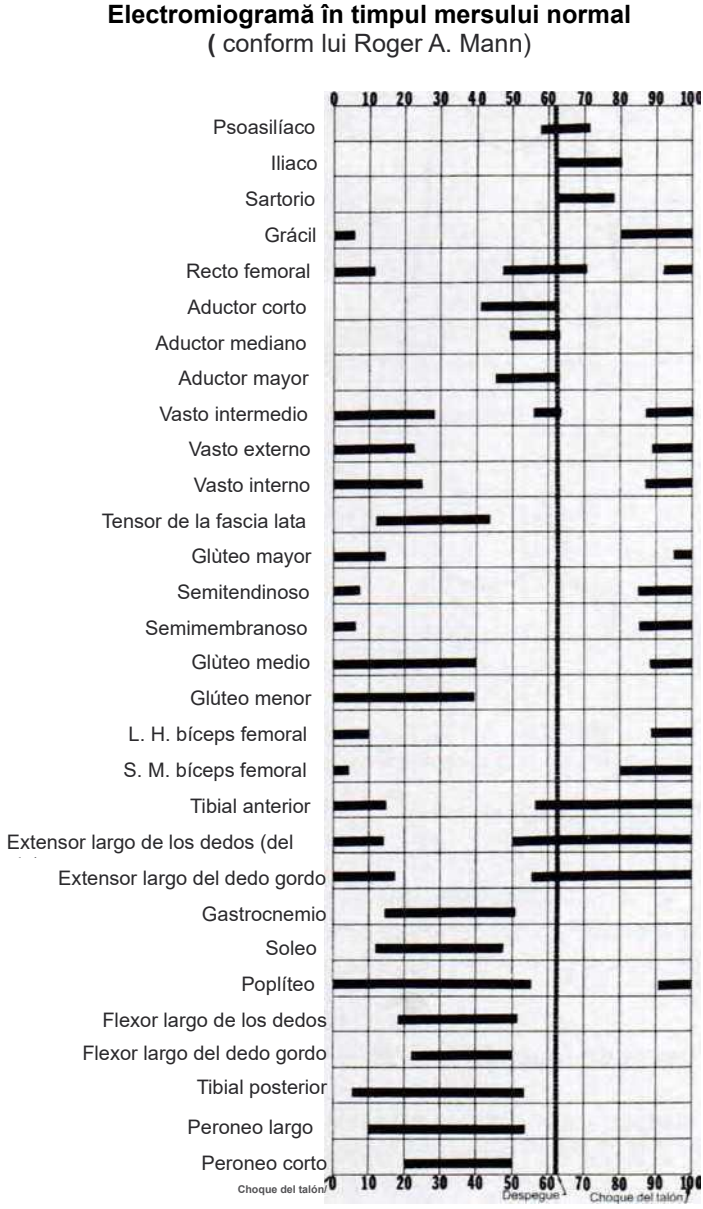


Figura 16-12.
Acțiunea musculară în ciclul mersului.

Acțiunea musculară în timpul mersului

Electromiografia a permis cercetătorilor să studieze activitatea musculară a indivizilor în mișcare. S-a demonstrat că majoritatea grupelor musculare majore ale membrului inferior sunt active în timpul ciclului de mers, în special la începutul și sfârșitul fazei de sprijin și la începutul și sfârșitul fazei de balansare. Acest lucru se datorează faptului că, în aceste momente ale ciclului, au loc accelerări și decelerații ale membrului și transferuri de greutate de la un picior la altul, acțiuni care necesită angajare musculară.

Figura 16-12 prezintă un ciclu de mers și grupele musculare care acționează în fiecare fază.

Abductorii șoldului (gluteus medius și minimus) sunt activi în timpul fazei de sprijin a ciclului de mers. Așa cum s-a discutat în explicația mecanicii mersului, există o înclinare pelviană spre piciorul care se balansează, iar abductorii controlează această mișcare.

Mușchiul gluteus maximus, extensorul maxim al șoldului, acționează la sfârșitul perioadei de balansare și începutul perioadei de sprijin, stabilizând șoldul în momentul în care membrul intră în contact cu solul.

Mușchiul iliopsoas se contractă la începutul perioadei de oscilație pentru a flexa șoldul, scurtând membrul și propulsându-l înainte.

Mușchiul tensor fasciae latae are două faze de contracție în timpul ciclului de mers. Prima fază este sincronă cu fesierul mare, la sfârșitul fazei de balans și începutul fazei de sprijin; aceasta previne deplasarea posterioară a tractului iliotibial, unde se inserează cea mai mare parte a fesierului mare. A doua fază este sincronă cu iliopsoasul și are aceeași funcție.

Adductorii acționează de două ori în timpul ciclului de mers: la începutul perioadei de oscilație prin scurtarea membrului și la sfârșitul acestei perioade de oscilație pentru a stabiliza membrul în momentul contactului cu solul .

Cvadricepsul acționează în principal la sfârșitul perioadei de balansare și la începutul perioadei de sprijin, stabilizând genunchiul în momentul contactului cu solul și determinându-l să se flexeze împotriva unei contracții crescânde a mușchiului.

Mușchii ischiogambieri și bicepșii acționează la sfârșitul fazei de balans, încetinind accelerația înainte a piciorului. Acțiunea lor continuă la începutul fazei de sprijin, ajutând fesierul mare în extinderea șoldului.

Tricepsul sural joacă un rol crucial în faza de susținere: funcția sa este de a restricționa extensia tibială pasivă și de a stabiliza genunchiul pe măsură ce corpul este propulsat peste picior. Contracția musculară ulterioară este responsabilă de ridicarea călcâiului de la sol și propulsarea membrului înainte.

Mușchii tibial anterior și extensorii degetelor de la picior acționează la lovirea călcâiului , amortizând flexia plantară a piciorului. Apoi acționează din nou la lovirea degetelor de la picior, împiedicând căderea piciorului și scurtarea membrului.

LITERATURĂ

Basmajian JV, De Luca CJ. Mușchi vii. Baltimore: Williams și Wilkins, 1985 .

Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P. Mersul și șchiopătatul. Traducere în engleză. Philadelphia, Toronto: Lippincott Company, 1968.

Gallifa O. Studiu cinematic al mersului utilizând calea de mers. Asepeyo. Advances 1987; 17: 135. Gómez Pellico L, Forriol FC, Dankloft C. Studiu cinetic al mersului normal. Rev Ortop Traum 1990; 34 IB: 699-703.

Hoyos JV, Vera P, Nieto J. Construirea unui laborator pentru analiza biomecanică a marșului . Echipe medicale. Journal of Instrumental Medicine and Bioengineering 1985; 1: 7.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Mersul uman. Baltimore: Williams și Wilkins, 1981.

Mann RA, Hagy JL, White C, Liddell D. Inițierea mersului. *J* Bone Joint Surg 1979; 61-A: 232.

Murray MP, Drought AB, Kory RC. Modele de mers ale bărbaților normali. J Bone Joint Surg 1964; 46-A: 335-360. Perry J. Analiza mersului. Funcții normale și patologice. New York: Me Graw-Hill, 1992.

Saunders JB de, CM, Inman VT, Eberhast HO. Factorii determinanți majori în mersul normal și patologic. J Bone Joint Surg, 1953; 35-A: 558.

Viladot A. Patologia antepiciorului, ediția a 3- a ed. Barcelona: Toray, 1984.

Viladot A Jr. Studiu al mersului fiziologic la indivizi normali și la purtătorii de endoproteze. Teză de doctorat. Universitatea din Barcelona, 1978.

Viladot Voegeli A. Mersul uman. În: Núñez-Samper M, Llanos Alcázar LF, eds. Biomecanica, Medicina si Chirurgia Piciorului. Barcelona: Masson, 1997.

PARTEA A III-A

Biomecanică Aplicată

Capitolul 17

Biomecanica sportivă

A. García-Fogeda Herrera și E. Biosca Estela

Introducere

Sportul este unul dintre cele mai importante fenomene sociale ale sfârșitului secolului al XX-lea și, ca atare, implică interese economice semnificative. Cea mai înaltă expresie a sportului este reprezentată de Jocurile Olimpice, care se desfășoară la fiecare patru ani, și de Campionatele Mondiale la diverse discipline. Multe guverne au căutat să folosească competițiile sportive ca o vitrină și o reflectare a progresului și avansurilor sociale ale țărilor pe care le reprezintă, încercând să mascheze deficiențele din alte domenii ale politicilor lor cu succese sportive, precum și să le ofere o prezență internațională dificil de realizat prin alte mijloace.

Îmbunătățirea notelor și rezultatelor la o mare parte a specialităților sportive se datorează în principal următoarelor fapte:

1. Îmbunătățirea antropometrică a indivizilor care le practică.
2. Îmbunătățirea fiziologică a sportivilor, obținută prin antrenament .
3. Aspecte care se referă în principal la psihologia sportului.
4. Îmbunătățirea tehnicii și/sau introducerea de noi tehnici utilizate în specialitatea respectivă.

Parametrii antropometrici precum înălțimea, anvergura aripilor și lungimile segmentare ale sportivilor care practică un anumit sport trebuie evaluați în timpul procesului de selecție, ținând cont de faptul că, pe lângă antropometrie, trebuie luate în considerare și condiția fizică, tehnica, pregătirea mentală etc. Aceste măsurători antropometrice nu pot fi modificate prin antrenament , deoarece sunt determinate de factori genetici.

Antrenamentul fizic are ca scop îmbunătățirea condițiilor fiziologice ale sportivilor și, în consecință, a performanței lor. Problema apare atunci când îmbunătățirea dorită a atins niveluri care se apropie de maximul pe care un om îl poate atinge în mod natural, necesitând utilizarea de produse farmacologice sau proceduri interzise pentru a obține îmbunătățirea dorită. Aceasta este cunoscută sub numele de *dopaj, care este urmărit și pedepsit aspru de autoritățile sportive.* În unele sporturi , îmbunătățirea doar prin antrenament fizic, fără ajutorul *dopajului,* este extrem de dificil de obținut, iar multe recorduri au stagnat sau chiar au scăzut din cauza controalelor *antidoping* impuse în aceste discipline.

Antrenamentul psihologic în sporturile de înaltă performanță devine din ce în ce mai răspândit și câștigă importanță în antrenamentul general. Este demn de remarcat faptul că multe tehnici utilizate în acest tip de antrenament sunt orientate spre reproducerea eficientă a unor abilități motrice specifice și, prin urmare, acest aspect ar putea fi strâns legat de antrenamentul tehnicii sportive.

Îmbunătățirea tehnicii și descoperirea unora noi, pentru creșterea eficacității gestului motor, fac parte din obiectivele pe care biomecanica sportivă le urmărește și, prin urmare, posibilitățile mai mari de evoluție a recordurilor sportive trebuie să fie o consecință a dezvoltării acestei științe sau a unui set de cunoștințe asociate.

Conceptul de biomecanică

Biomecanica sportivă poate fi definită ca știința sau ansamblul de cunoștințe asociate, axată pe studierea mișcărilor atletice dintr-o perspectivă mecanică , cu scopul de a îmbunătăți performanța și siguranța prin eliminarea riscului de accidentare. Îmbunătățirea performanței poate implica o eficacitate și/sau o eficiență sporite, iar metodele de studiu utilizate variază în funcție de tipul de analiză necesar. În unele cazuri, observarea sistematică a mișcării este suficientă, în timp ce în altele se utilizează tehnici de inginerie mecanică, permițând modelarea corpului uman și măsurarea unor parametri precum timpul, pozițiile și forțele care acționează asupra sistemelor.

Biomecanica permite obținerea de informații detaliate despre mișcările atletice, cuantificând și exprimând acțiunile atletice în valori numerice. Acest lucru a dus adesea la conflicte între biomecanicianul din laborator, care studiază și analizează mișcarea și obține rezultate, și antrenor, care trebuie să implementeze recomandările biomecanicianului cu sportivii. Acest lucru s-a datorat utilizării unui limbaj și a unei terminologie specializate care a împiedicat comunicarea din partea biomecanicianului, precum și lipsei adesea a cunoștințelor de mecanică de bază ale antrenorului. Din fericire, aceste conflicte devin din ce în ce mai puțin frecvente, iar colaborarea dintre antrenori și biomecanici este în creștere zilnică, ceea ce va facilita îmbunătățirea rezultatelor.

Clasificarea mișcărilor

Mișcările umane pot fi grupate în modele, care sunt o serie de mișcări anatomice ce au în comun elemente de configurație spațială (Kreighbaum, 1996). Aceste modele de mișcare includ mersul, alergarea, săritul, aruncarea, împingerea, întinderea, ridicarea, lovirea și lovirea cu piciorul. Aceste modele se numesc abilități motorii atunci când sunt adaptate la sarcini sau sporturi specifice. Astfel, o abilitate este aruncarea greutății, lovirea unei mingi de fotbal sau săritura în lungime; iar atunci când abilitățile sunt executate într-un mod specific, acestea se numesc tehnici.

Conform lui Grosser și Neumaier (1982), tehnica sportivă este modelul ideal al unei mișcări legate de disciplina sportivă și poate fi descrisă în termeni științifici, în experiențe practice, verbal, grafic, matematic-biomecanic etc. Acest model ideal prezintă limitări în execuție datorate regulilor sportului, condiției fizice, constrângerilor anatomice și funcționale, coordonării dintre sistemul nervos și sistemul locomotor al individului care o execută, condițiilor de mediu etc.

Abilitățile motrice au fost clasificate în diverse moduri. Schmidt (1982) le împarte în abilități deschise și închise. Abilitățile deschise sunt cele executate în medii imprevizibile, unde răspunsul motor depinde de condiții și situații incontrolabile, necesitând luarea rapidă a deciziilor, cum ar fi situațiile de luptă, apărarea împotriva unui *dribling la* fotbal etc. Abilitățile închise sunt cele executate în medii și situații controlate; executantul în acest caz nu trebuie să ia nicio decizie și, prin urmare, rezultatul depinde exclusiv de el. Exemple ale acestor abilități sunt săritura în lungime, aruncarea greutății sau aruncarea liberă la baschet.

O altă clasificare bazată pe criterii cinematice este cea a abilităților aciclice, nerepetitive sau discrete și a abilităților ciclice, repetitive sau continue. Primul grup este caracterizat de abilități care au un început și un sfârșit în execuția lor, deși pot fi repetate de mai multe ori într-o situație sportivă. Exemple de abilități aciclice, nerepetitive sau discrete includ săritura în lungime, tumba gimnastului, aruncarea mingii și lovitura de golf, printre multe altele. Aceste abilități sunt împărțite într-o fază pregătitoare, o fază principală și o fază finală (Mainel și Schanabel, 1977). Abilitățile ciclice, repetitive sau continue, așa cum indică și numele lor, sunt cele în care mișcarea este continuă, repetitivă și ciclică și nu există un punct de început sau de sfârșit, deoarece sfârșitul unei acțiuni coincide cu începutul următoarei. Alergarea, ciclismul, înotul și canotajul sunt exemple clare ale acestor abilități. Pentru analiză, acestea sunt, de asemenea, împărțite în faze, dar fiecare abilitate se pretează la o diviziune diferită. De exemplu, alergarea poate fi împărțită într-o fază de aterizare sau frânare, o fază de propulsie și o fază de zbor, în timp ce ciclul de pedalare în ciclism (360°) poate fi împărțit în perioade de 45° sau 90°, determinând astfel fazele pentru analiza acestei abilități.

Tipuri de analiză biomecanică aplicată în sport

Studiile biomecanice pot fi calitative sau cantitative. Studiile calitative descriu mișcarea fără a utiliza date numerice. Aceste studii sunt oarecum similare ca formă cu descrierile utilizate în tehnica sportivă, dar au dezavantajul unui grad ridicat de subiectivitate. Prin urmare, uneori trebuie coroborate cu alte tipuri de analiză, cum ar fi studiile cantitative, deși sunt importante în sine. Studiile cantitative descriu mișcarea unui corp și a părților sale numeric, eliminând orice subiectivitate, deoarece măsurătorile sunt efectuate cu echipamente sofisticate, de mare precizie. Acesta este principalul lor dezavantaj, deoarece necesită personal calificat pentru a utiliza aceste echipamente, precum și, în unele cazuri, instrumentația sportivilor etc. În cele din urmă, sunt scumpe, iar acestea sunt studiile care sunt publicate în literatura științifică.

Procesul de analiză calitativă

Analiza calitativă ne permite să observăm erorile de execuție și ne ajută să propunem soluții la aceste probleme. În acest scop, este foarte util să avem cel puțin înregistrarea video din perspectiva abilității analizate și să vizionăm mișcarea în mod repetat pentru a observa toate detaliile. Procesul de analiză poate fi împărțit în etape, care variază ușor în funcție de abordarea adoptată

. Acest capitol prezintă o adaptare a celei propuse de Luttgen și Well (1982):

1. Descrierea abilităților care sunt dezvoltate:

- Scurtă descriere.
- Numele și scopul principal al abilității.
- Clasificare.

2. Împărțirea abilității în faze și subfaze.

3. Analiză anatomică:

- Acțiune comună.
- Performanța musculară.
- Considerații anatomice pentru o execuție sigură și eficientă.

4. Analiză mecanică:

- Identificarea obiectivelor mecanice, pe faze și subfaze ale abilității.
- Natura mișcării și a forței (forțelor).

- Tip(uri) de mișcare(i).
- Forțele implicate.

- Identificarea principiilor mecanice implicate.
- Încălcarea principiilor:

- Erori detectate.
- Principii mecanice încălcate.
- Cauzele erorilor.

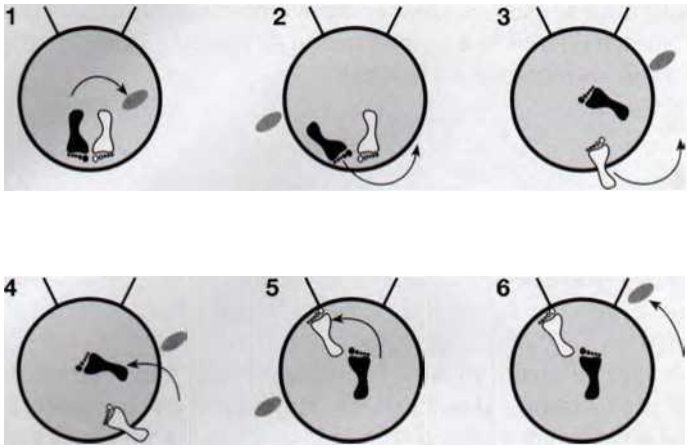
5. Recomandări pentru îmbunătățirea executării abilităților.

Descrierea abilității

scurtă și clară a abilității care urmează să fie analizată, ca introducere în analiză.

Identificarea obiectivului principal al unei competențe este fundamentală pentru analiza acesteia . Cele mai comune obiective sunt enumerate mai jos pentru a facilita identificarea lor:

1. A proiecta sau lansa un obiect sau un corp la distanța orizontală maximă. Exemplele includ aruncarea greutății sau săritura în lungime din picioare.
2. A proiecta sau lansa un obiect sau corpul la distanța verticală maximă. Exemplele includ săritura verticală sau săritura în înălțime.
3. A arunca un obiect cu precizie maximă. Exemplele includ săgețile sau aruncările la pétanque.
4. A arunca un obiect cu viteză și precizie maximă. Exemplele includ o aruncare la handbal sau o aruncare a pitcherului la *baseball.*
5. Mișcarea corpului prin diferite tipuri de locomoție. Exemplele includ mersul , alergarea sau înotul.
6. Executarea unor mișcări precise ale corpului pentru a realiza figuri sau acrobații. Exemplele includ baletul și acrobațiile aeriene.



N?	Eveniment	Fază	Ev 1-Ev 2
1	Impas	Primul suport dublu	1-2
2	Decolare cu piciorul drept	Primul suport simplu	23 de ani
3	Decolează cu piciorul stâng	Zbor	3-4
4	Aterizează pe piciorul drept	Al doilea suport simplu	4-5
5	Aterizează cu piciorul stâng	Al doilea suport dublu	5-6
6	Scoateți discul		

Figura 17-1. Mișcarea picioarelor ne permite să definim evenimentele și, odată cu acestea, subfazele fazei principale a aruncării discului. Ev: eveniment.

Clasificarea competențelor este strâns legată de punctul anterior, deoarece identificarea obiectivului lor principal permite clasificarea lor în consecință. Alte criterii de clasificare includ împărțirea competențelor în deschise sau închise și ciclice sau aciclice.

Împărțirea competențelor în faze și subfaze

Acest lucru se poate face urmând criteriile abilităților ciclice sau aciclice. Această împărțire va depinde de abilitatea analizată. De exemplu, în înot, unde se execută mișcări ciclice, o mișcare de târâre poate fi împărțită într-o fază subacvatică și o fază aeriană. Faza subacvatică poate fi subdivizată în continuare în intrare, alunecare, prindere, tragere, împingere și tracțiune, iar faza aeriană în subfaze de recuperare și atac. Un alt exemplu, de data aceasta de mișcare aciclică, ar putea fi aruncarea discului, care ar putea fi împărțită într-o fază pregătitoare, o fază principală și o fază finală. Faza pregătitoare poate fi împărțită în continuare în prima, a doua și a treia răsucire a trunchiului. Faza principală poate fi împărțită în prima subfază de sprijin dublu, prima subfază de sprijin cu un singur picior, subfaza aeriană, a doua subfază de sprijin cu un singur picior și a doua subfază de sprijin dublu. Faza finală ar putea fi o singură fază de control și echilibru (Fig. 17-1).

Analiza anatomică

Obiectivul analizei anatomice este de a identifica articulațiile implicate în abilitate și tipul de mișcare pe care o execută. Acest lucru, împreună cu studiul forțelor externe care acționează asupra lor, va permite identificarea mușchilor responsabili de aceste mișcări

și a tipului de contracție pe care îl efectuează. Considerațiile anatomice pentru o execuție sigură și eficientă s-ar referi la observarea oricărei mișcări care ar putea fi legată de mecanismele de accidentare.

Analiza mecanică

Obiectivul analizei mecanice este de a identifica principiile și legile mecanice implicate în execuția unei abilități.

IDENTIFICAREA OBIECTIVELOR

Atunci când o abilitate este împărțită în faze și subfaze, este foarte util ca analiza mecanică să identifice obiectivul mecanic specific al fiecărei faze, independent de obiectivul mecanic general al abilității. În multe cazuri, fiecare subfază își propune să pregătească următoarea, până când sunt atinse condițiile optime la un moment dat, cum ar fi atunci când se aruncă un instrument, începe o fază aeriană, se lovește o minge etc. Determinarea aspectelor mecanice cheie pentru o execuție reușită este, de asemenea, importantă în fiecare fază și subfază.

NATURA MIȘCĂRII

Există multe tipuri de mișcare și, în consecință, studiul lor necesită identificarea caracteristicilor și naturii lor. Se poate distinge între mișcarea de translație și/sau rotație, mișcarea cu viteză constantă sau variabilă, mișcarea accelerată sau decelerată etc. și se pot aplica principiile mecanice corespunzătoare în fiecare caz. De asemenea, este foarte important să se ia în considerare natura și caracteristicile anumitor mișcări speciale, cum ar fi mișcarea balistică și co-contracțiile.

Identificarea forțelor implicate într-o mișcare este esențială pentru înțelegerea completă a acesteia. Pornind de la o clasificare primară a forțelor interne, care sunt cele produse de corp însuși prin acțiunea grupurilor musculare, și a forțelor externe, care sunt forțe externe corpului, cum ar fi forțele de reacție, gravitația, frecarea, forțele altor corpuri etc., crearea diagramelor de forță ale corpului liber va facilita înțelegerea și analiza cinetică a sistemelor implicate în abilități (Fig. 17-2).

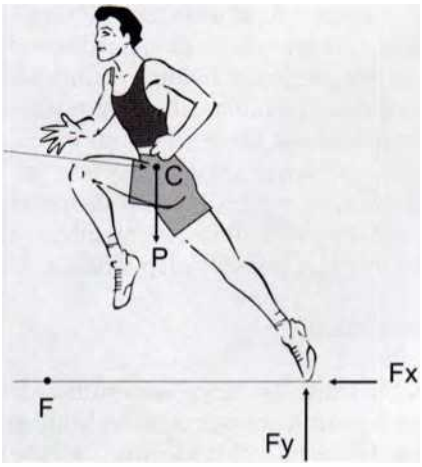


Figura 17-2. Diagramă simplă, dar ilustrativă, a forțelor externe care acționează asupra unui sistem. Fx: forță de reacție orizontală; Fy: forță de reacție verticală; P: greutatea individului.

IDENTIFICAREA PRINCIPIILOR

Identificarea principiilor mecanice implicate într-o abilitate va facilita detectarea erorilor și a cauzelor acestora. Hochmuth (1973) a formulat principii biomecanice , generalizabile la toate tipurile de abilități motrice, dintre care unele sunt încă valabile.

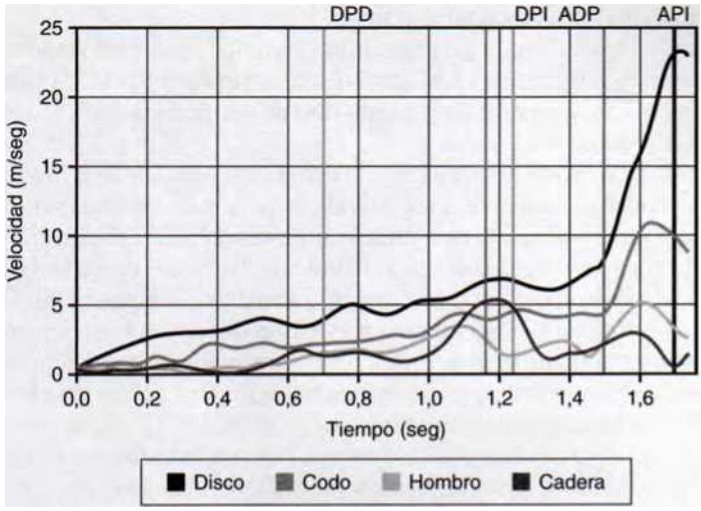
Primul principiu, pe care l-a numit *principiul forței inițiale,* afirmă că orice mișcare menită să atingă o viteză finală mare trebuie să fie precedată de o mișcare în direcția opusă pentru a genera o forță inițială mai mare decât cea care s-ar realiza fără aceasta. Pentru ca o acțiune să fie eficientă, tranziția dintre mișcarea precedentă și mișcarea de impuls trebuie să fie fluidă, iar raportul dintre impulsul de frânare (mișcarea anterioară) și impulsul de accelerare (mișcarea în sine) trebuie să fie de aproximativ 0,33. Acest principiu are o bază fiziologică: stocarea energiei elastice în mușchi. Un exemplu care ilustrează acest principiu este efectuarea unei sărituri verticale, începând direct cu genunchii îndoiți, sau pornind din poziție verticală și efectuând o flexie și extensie a genunchilor. În al doilea caz, principiul forței inițiale ar fi la lucru, iar săritura rezultată ar fi mai înaltă.

Al doilea principiu biomecanic se referă la *amplitudinea optimă a mișcării de accelerare,* raportând amplitudinea acestei amplitudini la forța și nivelul de coordonare al individului care efectuează mișcarea, precum și la relația dintre impulsurile de accelerare și decelerare. Traiectoria geometrică a accelerațiilor este un criteriu suplimentar, stipulând că aceasta trebuie să fie rectilinie sau uniform curbilinie. Într-un exemplu de săritură verticală efectuată de doi indivizi diferiți, se poate observa cum fiecare are o amplitudine optimă a mișcării de accelerare (amplitudinea mișcării de flexie-extensie a genunchiului), în funcție de forța și nivelul lor de coordonare; cu cât forța și coordonarea sunt mai mari, cu atât amplitudinea optimă a mișcării de accelerare este mai mare.

Un alt principiu este cel al *acțiunii și reacției,* referindu-se în mod clar la aplicarea de către corpul uman a legii a treia a lui Newton. Deoarece corpul este compus din segmente articulate , mișcarea unui segment implică o contra-mișcare în celelalte. Un exemplu în acest sens poate fi observat în mers sau alergare. Când axa umărului se rotește , are loc o contra-rotație în axa șoldului, iar aceste rotații și contra-rotații ar trebui folosite pentru a crește lungimea și amplitudinea mișcării pasului sau a pasului. Acest principiu este foarte important în fazele aeriene ale multor abilități, deoarece scopul mișcărilor anumitor segmente, cum ar fi brațele, este de a pregăti faza de aterizare efectuată cu picioarele. Un exemplu în acest sens este săritura în lungime, în care, odată ce decolarea a fost efectuată și faza de zbor a început , nu mai este posibil să se modifice traiectoria centrului de greutate al corpului . Cu toate acestea, sportivii execută multiple mișcări de rotație cu brațele și picioarele pentru a crea contra-rotații în restul corpului , obținând astfel poziția cea mai avantajoasă pentru aterizare. Fără o astfel de mișcare, sportivul ar cădea cel mai probabil cu fața în groapă.

Principiul coordonării *impulsurilor parțiale* este observat în principal în două cazuri. Primul este atunci când se urmărește accelerarea ultimului segment al unui lanț cinetic deschis , de exemplu, mâna într-o aruncare. În acest caz, mișcarea începe cu un segment cu masă mare și distanță față de mână, cum ar fi trunchiul. Când trunchiul atinge viteza maximă, acesta decelerează și își transmite momentul cinetic unghiular unui alt segment mai aproape de mână și cu masă mai mică, cum ar fi brațul. Brațul accelerează până la viteza maximă, moment în care decelerează și își transmite momentul cinetic unghiular antebrațului .

Același proces are loc și cu mâna, care atinge în final o viteză finală foarte mare . Acest model este cunoscut sub numele de modelul whiplash (Fig. 17-3). Într-o aruncare a discului, se poate observa cum de la momentul 1,4 (axa X), corespunzător ultimei faze a aruncării, există o coordonare a impulsurilor trunchiului, brațului și antebrațului, reprezentată de viteza șoldului, umărului, cotului și discului.



Un alt caz este atunci când scopul este de a accelera centrul de greutate al corpului, ca în cazul unei sărituri verticale, unde coordonarea impulsurilor tuturor agenților acceleratori - picioare, trunchi, brațe și cap - trebuie să coincidă în timp și direcție pentru a obține o viteză finală mare a corpului. Primul scenariu explicat nu coincide exact cu cel prezentat de Hochmuth (1973), deoarece cunoștințele actuale au înlocuit explicația sa.

Principiul *conservării impulsului* afirmă că toate mișcările care implică rotație trebuie să profite de legea conservării impulsului. În cazul corpului uman, fiind un corp cu mai multe articulații, dacă impulsul de rotație este menținut constant, viteza sa unghiulară poate fi modificată prin modificarea poziției segmentelor, apropiindu-le sau îndepărtându-le de axa de rotație. Acest lucru se întâmplă în faza aeriană a multor sărituri și, în special, în rotațiile în jurul axei transversale (tumbe), fie ele îndoite, fie drepte, efectuate în gimnastică. Prima instanță a principiului coordonării impulsurilor parțiale se bazează, de asemenea, pe principiul conservării impulsului.

ÎNCĂLCAREA PRINCIPIILOR

Încălcarea principiilor enunțate sau neluarea în considerare a acestora produce erori de execuție, care trebuie identificate pentru a se propune corecțiile tehnice corespunzătoare.

Recomandări pentru îmbunătățirea executării abilităților

Analiza identificării erorilor și a corecțiilor propuse ar trebui efectuată pe faze și subfaze ale competențelor.

Procesul de analiză cantitativă

Procesul de analiză cantitativă a mișcării umane poate fi structurat în moduri diferite, întotdeauna bazate pe cunoștințe științifice anterioare despre dexteritate.

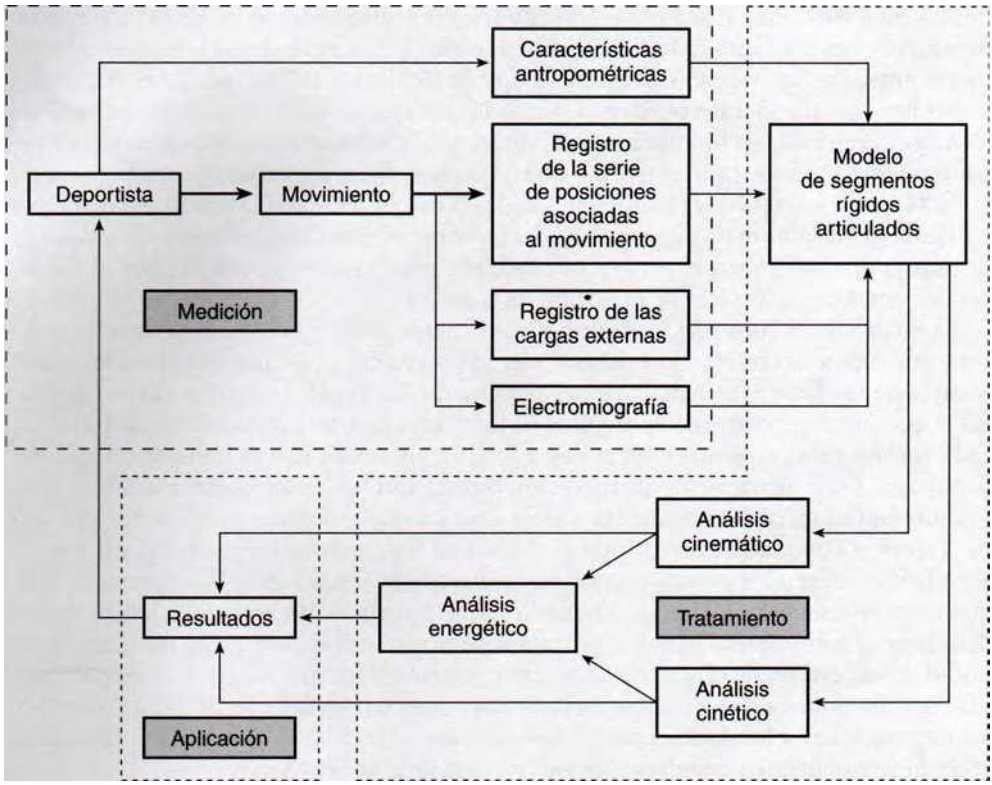


Figura 17-4. Diagramă care explică fazele și procesul analizei biomecanice cantitative (Vera și Hoyos, 1988).

Vera și Hoyos (1988) prezintă, sub forma unei organigrame, un proces care include fazele de măsurare, tratare și aplicare. Cel prezentat în Figura 17-4 este cel al acestor autori cu adaptări foarte ușoare.

Măsurare

Fiecare individ are măsurători antropometrice diferite, așadar toți subiecții din studiu trebuie măsurați pentru a ne asigura că rezultatele sunt luate în considerare în timpul fazei de procesare a datelor. Cele mai importante măsurători pentru acest studiu sunt greutatea, înălțimea, anvergura aripilor și lungimile și circumferințele segmentelor.

Tehnicile instrumentale utilizate în procesul de măsurare pot fi împărțite în două categorii principale: tehnici de măsurare directă și tehnici de măsurare indirectă. Măsurătorile directe sunt cele efectuate în timp ce acțiunea este în curs de execuție. Acestea oferă avantajul semnificativ al imediatității, deoarece măsurătorile sunt efectuate practic în timp real, pe lângă fiabilitatea ridicată a datelor înregistrate, cu condiția ca echipamentul să fie calibrat corespunzător și utilizat corect. Dezavantajul acestui grup de tehnici este că, în majoritatea cazurilor, indivizii trebuie să fie echipați cu dispozitive și cabluri care perturbă execuția normală a mișcărilor. Aceste tehnici nu pot fi utilizate - decât în cazuri foarte rare - în timpul competițiilor

din cauza disconfortului pe care îl provoacă sau a limitărilor de reglementare ale sporturilor specifice. Măsurătorile indirecte sunt cele efectuate folosind imagini înregistrate anterior. Principalul avantaj al acestui grup de tehnici este libertatea pe care o oferă indivizilor, deoarece aceştia pot fi chiar filmaţi fără ştirea lor. Din acest motiv, acestea sunt cele mai utilizate tehnici în biomecanica sportivă, în special în competiţii. Dezavantajele includ timpul necesar şi munca extinsă implicată în obţinerea măsurătorilor din filmări. Aceste măsurători pot fi efectuate şi automat prin recunoaşterea markerilor plasaţi în diferite puncte ale corpului, dar acest lucru introduce unele dintre dezavantajele tehnicilor de măsurare directă.

Măsurarea poziţiilor corpului în timp se poate face folosind metode directe. Cele mai comune sunt electrogoniometrele, instrumente ataşate articulaţiilor pentru a măsura unghiurile relative dintre segmentele corpului şi care sunt capabile să măsoare unghiuri pe diferite axe ale spaţiului. Aceste dispozitive devin din ce în ce mai mici şi mai versatile, interferând mai puţin cu mişcarea normală a sportivului. Un alt instrument de măsurare directă este accelerometrul, care, aşa cum sugerează şi numele său, măsoară acceleraţiile la care este supusă o parte a corpului. Sunt foarte mici (1 x 1 x 1 cm) şi foarte uşoare (1-2 g) şi trebuie fixate ferm de punctele corpului unde se doreşte măsurarea acceleraţiei. Este important de menţionat că, dacă dorim să măsurăm acceleraţia unui segment, fixarea nu trebuie făcută peste ţesutul moale, iar acceleraţia măsurată va fi exclusiv cea a punctului în care este ataşat accelerometrul. Aceste instrumente sunt utilizate pe scară largă pentru a măsura vibraţiile la care sunt supuse diferite părţi ale corpului, în special cele cauzate de impacturi. Vitezele şi poziţiile relative ale punctelor în care sunt fixate accelerometrele pot fi calculate prin integrarea acceleraţiei măsurate.

Tehnicile indirecte utilizate pentru măsurarea poziţiilor corpului în timp includ diverse tipuri de fotografie, film şi video. Datorită raportului său actual cost-calitate, video este, fără îndoială, cel mai utilizat echipament, dar filmul nu ar trebui trecut cu vederea. Acesta oferă o calitate semnificativ mai mare decât video, iar capacităţile sale de filmare de mare viteză permit captarea de informaţii inaccesibile cu video-ul standard. Măsurătorile pot fi bidimensionale sau tridimensionale, iar tehnica de înregistrare variază în consecinţă. Pentru măsurători bidimensionale, se utilizează o singură cameră, fiind suficient un sistem de referinţă spaţial format din două puncte plasate la o distanţă cunoscută. Pentru a simplifica procesul de măsurare a înregistrării, se recomandă, de asemenea, ca camera să fie staţionară pe un trepied şi ca axa sa optică să fie perpendiculară pe planul principal de acţiune. Filmarea trebuie să aibă loc cât mai departe posibil de acţiune, folosind zoom-ul pentru a minimiza eroarea de perspectivă, iar îmbrăcămintea strânsă pe corp trebuie purtată pentru o mai bună identificare ulterioară a reperelor anatomice. Procesul de măsurare a înregistrării implică stabilirea unor scale între sistemul de referinţă spaţial în dimensiunile sale reale şi dimensiunile sale în proiecţie. Referinţele temporale se obţin direct din videoclip, ştiind că acesta înregistrează la o frecvenţă de 50 Hz şi se redă, în funcţie de dispozitiv, la 25 sau 50 Hz. Prin urmare, timpul dintre imaginile redate este de 0,04 până la 0,02 secunde (unele dispozitive, la redarea videoclipului cadru cu cadru, reproduc doar câmpurile impare ale înregistrării, ceea ce corespunde la 25 Hz).

Înregistrările din care se vor face măsurători tridimensionale trebuie efectuate simultan, cu cel puţin două camere poziţionate astfel încât unghiul format de axele lor optice să fie între 60 şi 120°. Pentru reconstrucţia

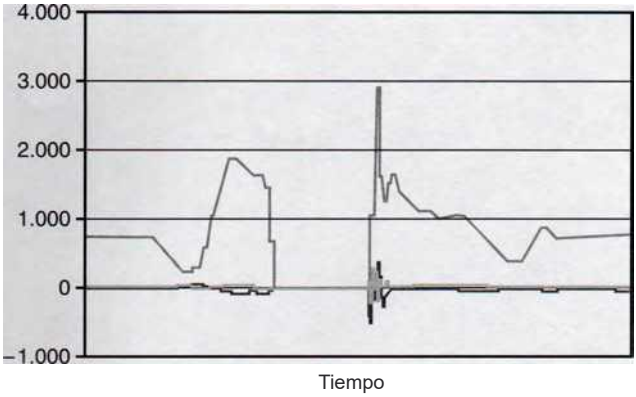


Figura 17-5. Muestra de un dinamograma de un salto vertical con contramovimiento, donde se aprecian las componentes vertical, anteroposterior y transversal de las fuerzas ejercidas sobre la plataforma de fuerza.

Pentru filmările din lumea reală, este esențial să se înregistreze, pe scena în care va avea loc mișcarea care urmează a fi analizată, un obiect de control cu măsurători cunoscute în cel puțin șase puncte. Procesul de măsurare se bazează pe utilizarea algoritmului DLT și prezintă unele dificultăți; prin urmare, pentru o înțelegere completă, se recomandă citirea lucrării lui Gutiérrez și colab. (1990), care oferă o explicație detaliată a acestei probleme.

ÎNREGISTRAREA ȘI MĂSURAREA SARCINILOR EXTERNE

Pentru înregistrarea și măsurarea încărcărilor externe, cele mai frecvent utilizate instrumente sunt platformele de presiune, branțurile instrumentate și platformele de forță. Toate acestea efectuează măsurători în timp real cu ajutorul echipamentelor informatice. Platformele de presiune oferă măsurători cantitative ale încărcărilor pe care le suportă pe o unitate mică de suprafață și sunt utilizate din ce în ce mai mult ca pedometre. Branțurile instrumentate măsoară, de asemenea, încărcările pe care le suportă pe o unitate mică de suprafață, dar în acest caz, platformele au formă de branț și sunt plasate între pantof și picior. Forțele măsurate în ambele cazuri sunt doar componenta verticală a forțelor aplicate. Platformele de forță, sau dinamometrele, sunt în general structuri dreptunghiulare instrumentate cu diverse dinamometre care măsoară toate cele trei componente ale forțelor exercitate asupra lor în timp. Prelucrarea forței captate de fiecare dinamometru ne permite să calculăm forța totală exercitată, fiecare dintre componentele acestei forțe (fig. 17-5), punctul de aplicare a rezultantei, impulsul mecanic acumulat și cuplul care acționează asupra planului platformei.

ELECTROMIOGRAFIE

Electromiografia (EMG) este tehnica utilizată pentru detectarea și măsurarea nivelurilor de activare musculară prin înregistrarea potențialelor de acțiune musculară generate pentru a contrae fibrele musculare. Această înregistrare poate fi efectuată folosind electrozi inserați în mușchi, care măsoară potențialul de acțiune în punctele în care sunt plasați, și electrozi plasați pe piele, care măsoară potențialul de acțiune care curge la suprafața corpului. Electrozii de inserție sunt utilizați în principal în medii clinice, în timp ce electrozii de suprafață sunt utilizați în studiul abilităților motorii (Fig. 17-6). Baza utilizării EMG în studiul cantitativ al mișcării este relația dintre diferența de potențial de acțiune și tensiune.

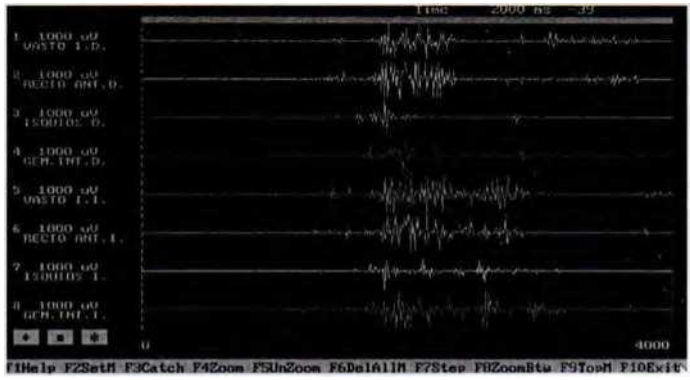


Figura 17-6. Muestra de un registro de superficie de EMG, en el que se aprecia una línea base cuando no existe actividad muscular, y alteraciones de diversa intensidad de esta línea con la actividad muscular.

EMG corelează masa musculară cu forța generată de mușchi, astfel încât măsurătorile EMG pot fi corelate cu forța musculară conform diverșilor autori. EMG are multe alte aplicații, cum ar fi studii privind implicarea musculară în mișcare, coordonarea motorie, oboseala musculară etc. Lucrarea lui De Luca (1997) este recomandată celor interesați de acest tip de studiu, datorită clarității, - credibilității și profunzimii în abordarea problemei.

Prelucrarea datelor

Analizele biomecanice utilizează modelul segmentelor rigide, care reprezintă corpul uman ca un set de segmente rigide articulate în puncte specifice. Acest model atribuie fiecărui segment o masă punctuală, o locație specifică pentru acea masă în cadrul segmentului și momente de inerție baricentrice pentru a efectua calcule mecanice - care sunt numerice - utilizând corpul uman, care este compus din țesut viu. Prin urmare, trebuie să alegem un model cu parametri inerțiali ai corpului care reproduce cu acuratețe caracteristicile antropometrice ale indivizilor studiați, deoarece precizia analizelor depinde de această acuratețe.

ANALIZA CINEMATICĂ

Analiza cinematică a mișcării se realizează folosind date obținute de la echipamentul utilizat. Analizele bidimensionale, deși reprezintă o simplificare a realității, pot fi suficiente pentru studierea multor mișcări efectuate în planul de filmare. Analizele tridimensionale, așa cum s-a explicat deja , sunt mai complexe, dar permit evaluarea mișcării efectuate în orice plan al spațiului. Descriptorii mișcării care permit analiza cinematică utilizând modelul segmentului rigid articulat al corpului sunt: pozițiile, vitezele liniare și accelerațiile punctelor de articulație, centrul de greutate al fiecărui segment de corp și centrul de greutate al corpului în ansamblu, precum și pozițiile unghiulare, vitezele și accelerațiile fiecărui segment de corp.

ANALIZA CINETICĂ

Analiza cinetică se efectuează utilizând date obținute din măsurători de încărcări externe , măsurători cinematice și parametri inerțiali ai corpului utilizați în modelul segmentului rigid articulat. Pe baza

condițiilor de echilibru, încărcările punctuale și momentele suportate de segmente și articulații pot fi calculate teoretic. Calculul se bazează pe modele, astfel încât erorile pot fi considerabile, în special atunci când calculele se referă la segmente situate departe de punctul de măsurare a încărcărilor externe.

ANALIZA ENERGETICĂ

Analiza energetică se efectuează folosind informații obținute din analizele cinematice și cinetice. Aceste informații permit calcularea energiei totale, a energiei cinetice, a energiei potențiale și a fluxurilor de energie între diferite segmente ale corpului.

Rezultate

Rezultatele diferitelor analize efectuate trebuie comunicate sportivului cât mai repede posibil după efectuarea măsurătorii, pentru a servi drept feedback pentru sistem. Rezultatele sunt prezentate într-un raport , într-un limbaj ușor de înțeles, și ar trebui să includă toate informațiile relevante, precum și orice recomandări tehnice derivate din observații.

LITERATURĂ

De Luca. Utilizarea electromiografiei de suprafață în biomecanică. J Applied Biomechanics 1997; 13:135-163. Grosser M,
Neumaier A. Tehnici de antrenament. Barcelona: Martínez Roca, 1986.
Gutierrez M, De la Cruz JC, Oña A, Arellano R, Gómez P. Structura biomecanică a abilităților motorii. Granada: CDINEF, 1988.
Gutiérrez M, Soto V, Martínez M. Sisteme computerizate de analiză a mișcării umane. Málaga: Unisport, Universitatea Internațională de Sport, 1990.
Hochmuth G. Biomecanica mișcărilor sportive. Madrid: Doncel, 1973.
Kreighbaum E, Barthels K. Biomecanică. O abordare calitativă pentru studierea mișcării umane. Boston: Allyn și Bacon, 1996.
Luttgen K, Well K. Kinesiologia, bazele științifice ale mișcării umane. Madrid: Pila Teleña, 1982.
Mainel K, Schanabel G. Bewegungslehre. Berlin, 1977.
Nigg BM, Herzog W. Biomecanica sistemului musculo-scheletic. New York: John Wiley and Sons, 1994. Schmidt L.
Controlul motor și învățarea. Champaign, IL: Human Kinetics, 1982.
Vera P, Hoyos JV, Nieto J. Biomecanica aparatului locomotor. Valencia: Institutul de Biomecanică din Valencia , 1985.
Vera P, Hoyos V. Bazele elementare ale biomecanicii aplicabile studiului mișcărilor umane. În: Llanos F, ed. Introducere în biomecanica sistemului locomotor. Madrid: Editorial de la Universidad Complutense, 1988.

Capitolul 18

Biomecanica ortezelor și protezelor

A. Pasarin Martínez și R. Viladot Pericé

Orteze

Conceptul de orteză

O orteză este un dispozitiv ortopedic plasat extern pe individ care înlocuiește o funcție a sistemului locomotor care a fost pierdută permanent sau temporar.

Clasificarea generală a ortezelor

În funcție de funcția lor, acestea se clasifică în active și pasive.

1. *Mușchi activi.* Aceștia înlocuiesc mecanic o funcție musculară sau ligamentară. Aceștia se împart în continuare în:

- *Dinamică activă.* Acestea înlocuiesc o funcție musculară, de exemplu, atela Klenzac înlocuiește dorsiflexorii piciorului; orteza Mowsen înlocuiește mușchii dependenți de nervul radial.
- *Dispozitive active de stabilizare.* Acestea înlocuiesc funcția unuia sau mai multor ligamente. De exemplu, o orteză de genunchi stabilizatoare pentru leziunile ligamentului încrucișat anterior (LCA).

2. *Orteze pasive.* Acestea sunt orteze concepute pentru a menține un segment al sistemului musculo-scheletic într-o poziție specifică. Acestea se împart în:

- *Dispozitive corective pasive.* Acestea încearcă să corecteze o deformare, de exemplu, o orteză pentru scolioză.
- *Măsuri posturale pasive.* Acestea au ca scop menținerea unui unghi articular obținut prin alte mijloace, de exemplu, orteze posturale pentru tratamentul redorii cotului.

Ortezele pot fi clasificate și în funcție de durata lor de utilizare. Această clasificare este importantă din punct de vedere economic în ceea ce privește dispozitivele ortopedice, deoarece calitatea materialelor utilizate într-o orteză temporară nu ar trebui să fie aceeași cu cea a uneia permanente, deoarece utilizarea acesteia va fi limitată și, prin urmare, costul acesteia ar trebui să fie mai mic. Acestea se împart în: *a)* orteze temporare, utilizate pentru afecțiuni cu durată limitată și *b)* orteze permanente , utilizate pentru deficite sau dizabilități permanente.

Concepte biomecanice ale ortezelor

În construcția unei orteze trebuie respectate o serie de criterii biomecanice pentru ca aceasta să își îndeplinească obiectivul: de a înlocui o funcție a sistemului locomotor.

Materiale

Întrucât aceste dispozitive sunt externe corpului și sunt aplicate în situații de afectare funcțională, materialele utilizate pentru construirea ortezelor trebuie să fie întotdeauna cât mai ușoare posibil pentru a evita creșterea cheltuielilor energetice legate de mișcare în segmentul afectat. Această ușurință necesară a ortezelor este mai evidentă la cele utilizate pentru membrul superior decât la cele pentru membrul inferior.

În cazul ortezelor pentru membrele inferioare, în multe cazuri este necesară combinarea ușurinței ortezei cu rezistența la sarcina pe care aceasta trebuie să o suporte.

Astăzi, cu materiale plastice, rășini și fibre de fibră de sticlă sau carbon, se pot obține ambele rezultate: greutate redusă și rezistență la sarcini.

În cazul ortezelor elastice, alegerea tipului de material este determinată și de funcția ortezei: compresie pentru îmbunătățirea feedback-ului proprioceptiv către zonă și căldură. Tendința actuală în cazul acestor orteze este de a le fabrica din materiale ușoare, respirabile, care nu provoacă iritații ale pielii.

În ceea ce privește materialele, este important să se ia în considerare și dacă orteza va fi permanentă sau temporară, deoarece în prima variantă este necesar să se utilizeze materiale durabile, chiar dacă acestea sunt mai scumpe.

Proiectarea ortezei

Toate ortezele se aplică pe segmente mobile ale corpului; prin urmare, fie că sunt active sau pasive, alinierea axelor de mișcare în primele sau punctele de angulație în cele din urmă trebuie să coincidă perfect cu axele articulației asupra căreia acționează, ținând cont de faptul că, deși se aplică articulațiilor cu mai multe axe de mișcare, ortezele în general vor înlocui doar mișcarea principală sau cea mai funcțională a segmentului respectiv.

Funcțiile pe care le asigură o orteză sunt întotdeauna îndeplinite prin intermediul forțelor pe care le exercită asupra segmentului ce trebuie tratat; prin urmare, în proiectarea tuturor ortezelor se ia în considerare lungimea brațelor pârghiei pentru a diminua sau a crește forța ce trebuie realizată, ceea ce va fi condiționat de existența unor structuri susceptibile de leziuni în regiunea în care se aplică forța.

Caracteristicile biomecanice ale diferitelor tipuri de orteze

orteze dinamice active

Acestea sunt orteze utilizate pentru a înlocui funcția unui mușchi care și-a pierdut funcția din cauza paraliziei, atât centrale, cât și periferice, sau din cauza unei leziuni a mușchiului în sine, ca în cazul rupturilor de tendoane.

Acestea sunt utilizate doar în segmentele distale ale membrelor (mușchii antebraț-mână sau picior-picior), deoarece înlocuiesc funcția mușchilor mai puternici, cum ar fi

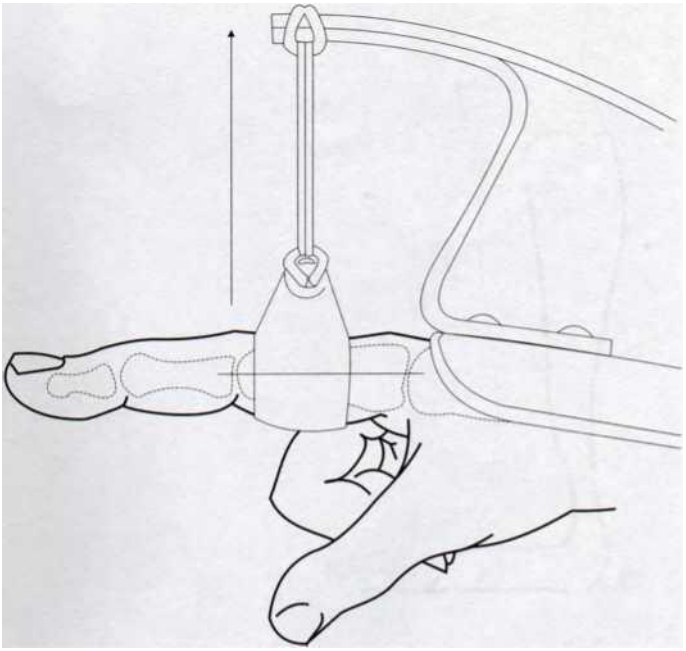


Figura 18-1. Ortesis activa dinámica. En este caso la ortesis suple la función de la musculatura extensora de la articulación metacarpofalángica.

Cvadricepsul sau deltoidul este mult mai complex din punct de vedere mecanic. Sunt cel mai frecvent utilizați la nivelul antebrațului și mâinii pentru leziuni ale nervilor periferici sau rupturi de tendoane (de exemplu, orteze Kleinert, Oppenheimer, Zancolli etc.). La nivelul extremităților inferioare, sunt utilizați doar pentru a compensa funcția dorsiflexorilor piciorului (de exemplu, bitutorul scurt Klenzac, arcul Codivilla), deși utilizarea lor devine din ce în ce mai puțin frecventă, fiind preferate ortezele posturale pasive de tip „Rancho de los Amigos".

Toate aceste orteze se caracterizează prin faptul că au un sistem mecanic elastic (benzi de cauciuc, arcuri, sârmă de pian etc.) care simulează acțiunea mușchiului pe care îl înlocuiesc. Acest sistem este atașat la o bază pasivă, realizată din termoplastice în cazul ortezelor pentru membrele superioare, care adesea servește la menținerea anumitor articulații într-o poziție dorită.

Criteriile de bază ale sistemului mecanic care caracterizează aceste orteze sunt:

1. Trebuie să permiteți mișcarea liberă a articulațiilor care mișcă mușchiul afectat .
2. Alinierea sistemului mecanic trebuie să fie cât mai perpendiculară posibil față de axa articulației care urmează să fie mobilizată și tangențială direcției mușchiului.
3. Ancorajul distal trebuie să fie cât mai aproape de inserția anatomică a mușchiului pe care îl vascularizează (fig. 18-1 și 18-2).

Orteze de stabilizare activă

Acestea sunt orteze folosite pentru a înlocui funcția ligamentelor lezate; sunt în general temporare, deși utilizarea lor ca soluții permanente nu este neobișnuită. În acest caz, nu există diferențe de materiale sau cost între ele.

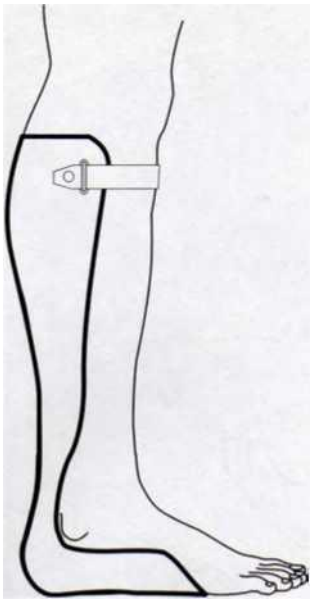


Figura 18-2. Orteză dinamică activă. Tipul „Rancho de los Amigos”. Materialul plastic al ortezei înlocuiește funcția mușchilor dorsiflexori ai piciorului.

Cele mai reprezentative sunt cele pentru genunchi și gleznă, deoarece acestea sunt articulațiile a căror instabilitate provoacă cea mai mare dizabilitate. Caracteristicile generale ale acestor orteze sunt:

1. O bază care transmite forțe poate fi rigidă sau realizată din materiale elastice, cum ar fi neoprenul; alegerea între cele două va fi determinată de intensitatea forțelor pe care dorim să le exercite, iar această intensitate va depinde de instabilitatea sau de solicitările la care individul supune articulația.
2. Sisteme mecanice care înlocuiesc ligamentul, care la rândul său poate fi rigid, moale sau mixt.

În primul caz, dispozitivul va consta din bare metalice cu o articulație care trebuie să fie aliniată cu axa de flexie a genunchiului. Deși flexia și extensia genunchiului au loc de-a lungul unei axe policentrice și există articulații care simulează acest lucru, utilizarea lor nu este răspândită.

În al doilea caz, este vorba de benzi de material care formează un model încrucișat în punctul de cea mai mare tensiune a ligamentului care este înlocuit, similar *bandajelor.*

Cea mai frecvent utilizată orteză cu sisteme mixte este cea utilizată în leziunile ligamentului încrucișat anterior al genunchiului. Acestea au bare laterale articulate pe care sunt atașate benzi de material textil pentru a limita mișcările anteroposterior ale genunchiului (Fig. 18-3).

Orteze corective pasive

Acestea sunt orteze care nu posedă niciun mecanism și acționează doar prin forțele pe care le exercită direct asupra segmentelor individului; cel mai comun tip sunt toate corsetele pentru scolioză.

Fiziologia articulară a coloanei vertebrale arată că orice mișcare a coloanei vertebrale are loc pe toate cele trei axe ale spațiului într-o măsură mai mare sau mai mică, în funcție de secțiunea coloanei vertebrale implicată. Orice flexie laterală a coloanei vertebrale este însoțită de rotație.

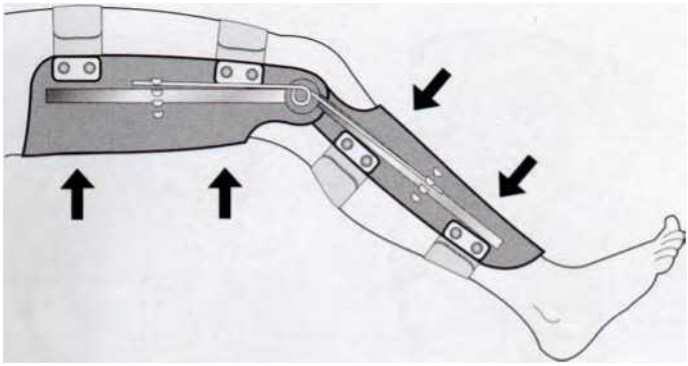


Figura 18-3. Ortesis activa estabilizadora. Suple la función del ligamento cruzado anterior.

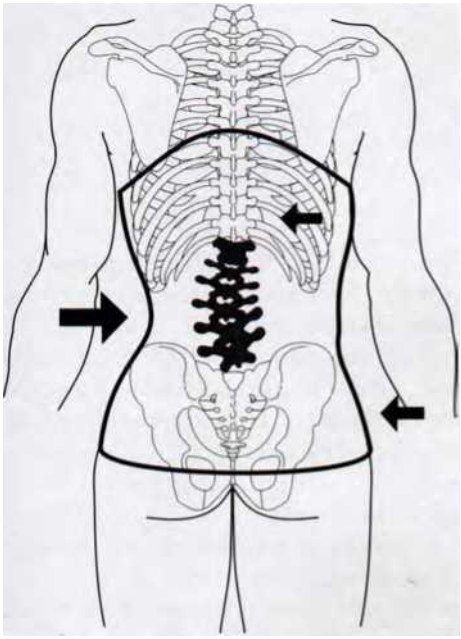


Figura 18-4. Orteză corectivă pasivă. Orteză pentru scolioză.

țiune și flexie-extensie într-o direcție sau alta. Prin urmare, toate ortezele corective ale trunchiului urmăresc să execute aceste forțe în cele trei planuri ale spațiului pentru a corecta deformarea (fig. 18-4).

Caracteristicile biomecanice generale ale acestui tip de orteză sunt:

1. În prezent, cele mai utilizate materiale sunt materialele plastice, iar utilizarea metalelor a scăzut.

2. Forța principală a ortezei se aplică prin căutarea orientării corecte în cele trei plane ale spațiului opuse deformării și de cele mai multe ori se exercită asupra cocoașei curburii.

3. Pentru ca corsetul să exercite această forță principală, necesită un punct de ancorare care în toate cazurile este pelvisul; în unele cazuri, în funcție de situația curburii principale, este nevoie de un alt sprijin la nivel toracic superior (fig. 18-4).

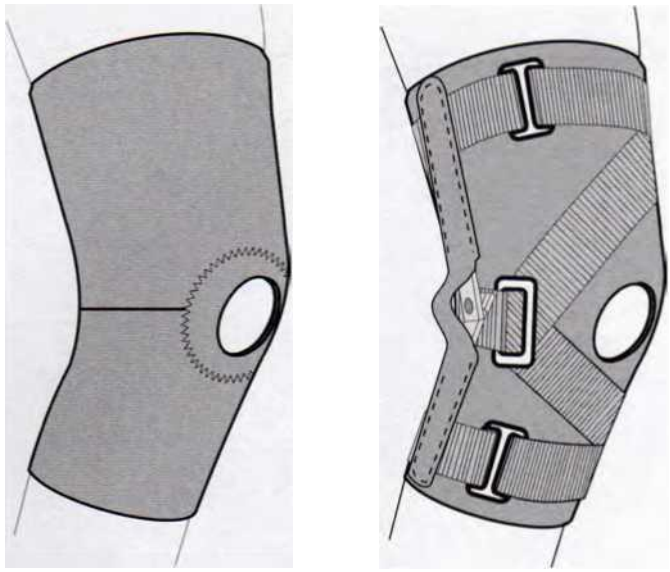


Figura 18-5.
Orteze posturale pasive.
Genunchiere.

orteze posturale pasive

Acestea au ca scop menținerea unui unghi sau a unei poziții articulare pe care individul nu o poate menține și care, prin urmare, ar duce la o deformare, sau sunt orteze care încurajează indirect individul să mențină o anumită postură.

Printre primele se numără ortezele utilizate pentru prevenirea contracturilor musculare sau articulare, de exemplu, ortezele posturale pentru încheietura mâinii și mână pentru paralizie centrală și ortezele posturale pentru cot pentru rigiditatea cotului sau a genunchiului utilizate după mobilizare sau artroliză. Caracteristicile generale sunt:

1. Material termoplastic sau chiar ipsos dacă sunt temporare.
2. Sunt necesare orteze extinse pentru a genera forța necesară menținerii posturii; în cazul ortezelor de genunchi, va fi necesară acoperirea întregii coapse și a piciorului.
3. Acestea se plasează pe partea membrului spre care există tendința de retragere. De exemplu, dacă tendința este spre flexia genunchiului, orteza va fi pe partea posterioară a membrului.

Al doilea tip de orteze posturale sunt ortezele elastice (centuri, genunchiere, cotiere etc.) (fig. 18-5).

În aceste orteze, utilizate pe scară largă intuitiv de către pacienți pentru gestionarea durerii, mecanismele de acțiune sunt mai complexe decât cele legate strict de biomecanică.

S-a raportat că acestea cresc sensibilitatea proprioceptivă. Acest lucru se poate întâmpla în două moduri; primul este binecunoscuta teorie a controlului porții a lui Melzack și Wall, iar al doilea este că, dacă informațiile proprioceptive dintr-un segment se îmbunătățesc, controlul acelui segment se îmbunătățește și el.

A fost descrisă și creșterea căldurii pe care o produc în această zonă. Această creștere a temperaturii îmbunătățește proprietățile elastice ale țesuturilor, flexibilitatea acestora și, prin urmare, capacitatea lor de adaptare la muncă.

În ortezele lombare elastice s-a descris o creștere a presiunii intraabdominale, care produce: o scădere a compresiei longitudinale a segmentelor cu 50 % în D12-L1 și cu 30 % în L5-S1. În plus, acestea scad „tensiunea" mușchilor paravertebrali cu 55%.

Proteză

O proteză este un dispozitiv care înlocuiește o parte a corpului și îi restabilește funcția.

Clasificare

Endoproteză

Acestea sunt proteze interne care necesită proceduri chirurgicale pentru plasarea lor (de exemplu, proteză de șold, proteză de valvă cardiacă, proteză mamară internă).

Exoproteză

Acestea sunt proteze pe care pacientul le poate pune singur și care, în majoritatea cazurilor , înlocuiesc o parte a unui membru. Sunt „dispozitive ortopedice", de exemplu, proteze pentru amputarea gambei și a labei piciorului.

Concepte generale despre exoproteze (proteze) extremitățile superioare și inferioare

Protezele încearcă să înlocuiască funcțiile membrului pierdut. Funcțiile membrelor pe care o proteză trebuie să le înlocuiască pot fi rezumate schematic după cum urmează:

1. *Abilități motorii.* Acestea sunt cele pe care le folosim pentru a efectua o acțiune, cum ar fi ridicarea unui obiect cu mâna, mersul etc.
2. *Senzorial.* Ambele membre ne informează despre aspecte ale relației noastre cu mediul înconjurător. Astfel, cu mâna, pe lângă faptul că simțim textura unui obiect, „calculăm" automat și cantitatea de forță pe care trebuie să o exercităm cu sistemul nostru musculo-scheletic pentru a-l mișca. Piciorul ne informează despre starea sau neregularitatea terenului, permițându-ne să ne aliniem centrul de greutate al corpului, astfel încât să nu cădem în timp ce mergem.

Sistemul complex de integrare a acestor două funcții ale membrelor prin intermediul sistemului nervos central este ceea ce se numește act motor. Acesta nu se referă doar la membrele sau segmentele care îl efectuează, ci orice mișcare pe care o executăm cu acestea provoacă o postură specifică în restul corpului pentru a efectua mișcarea respectivă eficient.

Evident, într-o proteză, tehnicianul ortoped poate construi sisteme mecanice care înlocuiesc anumite mișcări și le fac funcționale, dar până în prezent nu a fost posibil să înlocuiască, și este dificil de realizat, informațiile pe care le obținem din exterior cu membrele noastre.

Concepte mecanice ale protezelor

Toate protezele sunt alcătuite din următoarele părți generice:

1. *Soclu.* Acesta este sistemul care ancorează dispozitivul ortotic la corp la nivelul membrului rezidual. Trebuie să ofere o fixare sigură, astfel încât proteza să își poată îndeplini funcția, prevenind în același timp leziunile membrului rezidual.
2. *Structură.* Aceasta ar fi echivalentul scheletului membrului, oferindu-i rezistență. De asemenea, modelează proteza din punct de vedere estetic. Există două tipuri de structuri:

- Exoscheletale: Acestea sunt construite din materiale plastice sau rășină, goale în interior. Atât dau formă protezei, cât și îi susțin încărcăturile.
- Endoscheletale: Acestea sunt structuri tubulare care susțin sarcina protezei. Sunt mai ușoare decât tipurile anterioare și sunt utilizate de obicei la nivelul membrului inferior. Protezele cu acest tip de structură sunt prevăzute cu huse de spumă de înaltă densitate pentru a le conferi o formă plăcută din punct de vedere estetic.

3. *Articulații.* Acestea sunt mecanismele care compensează mișcarea segmentelor lipsă . În majoritatea cazurilor, mișcările sunt înlocuite de articulații cu un singur grad de mișcare, chiar dacă articulațiile fiziologice corespunzătoare au mai mult de o gamă de mișcare (Fig. 18-6).
4. *Energie.* Pentru a efectua mișcările articulațiilor protetice, la fel ca în sistemul nostru musculo-scheletic, este necesară o sursă de energie. Tipurile de energie sunt următoarele:

- Intern: individul însuși mișcă articulația protetică împreună cu restul sistemului locomotor.
- Externe: Acestea sunt sisteme mecanice, hidraulice sau electrice asupra cărora individul acționează indirect pentru a le activa.

Acest capitol nu descrie toate tipurile de proteze sau mecanisme existente pentru persoanele cu amputații de membre; explică doar conceptele mecanice de bază care definesc fiecare dintre părțile lor pentru a-și îndeplini funcția.

Proteză de membru superior

Din perspectiva funcției motorii, membrul superior este cel mai dificil de protezat, deoarece necesită înlocuirea a aproximativ 87 de mecanisme. În ciuda progreselor în domeniul electronicii, eficacitatea acestor proteze este limitată, iar puțini amputați, cu excepția amputaților bilaterali din motive evidente, le utilizează continuu și funcțional. Caracteristicile părților componente sunt următoarele:

1. *Alveolă.* În cazul protezelor de membru superior, alveolele sunt întotdeauna cu contact complet, construite pe matrițe identice cu cele ale membrului rezidual și concepute pentru a oferi o bază largă de susținere prin utilizarea contururilor osoase și musculare (Fig. 18-7). Este important de reținut că aceste alveole nu suportă greutatea precum cele ale membrului inferior, dar

potrivirea eneagramă-proteză trebuie să fie perfectă; în caz contrar, funcționalitatea protezei va fi redusă și mai mult, deoarece mâna protetică nu va putea atinge obiectivele stabilite de individ. Pentru a asigura o fixare sigură , alveolele protetice funcționale ale membrului superior includ întotdeauna curele care o garantează.

2. *Structură.* Acestea sunt întotdeauna structuri exoscheletale care dau formă protezei și conțin elementele de mișcare. Greutatea lor, cu toate elementele, ar trebui să fie similară cu greutatea fiziologică ; membrul superior al unui individ cântărește aproximativ 5% din greutatea corporală.

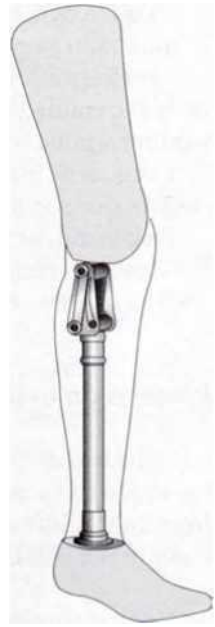


Figura 18-6. Partes básicas de una prótesis de extremidad inferior: encaje, articulación de rodilla, estructura endoesquelética y pie protésico.

Tipuri de articulații și energie

ÎMBINĂRI MECANICE CU ENERGIE INTERNĂ

Cot cinematic . Acestea sunt sisteme mecanice **care** permit flexia și extensia cotului de la 0 la 90° cu o poziție blocată. Persoana flectează cotul trăgând cu centura scapulară contralaterală printr-un ham, iar extensia pasivă se realizează prin gravitație. Această flexie a cotului este utilizată pentru a schimba poziția mâinii protetice.

Mână cinematică. Acesta este dispozitivul clasic de prindere cu cârlig (Hook, Dorrance), disponibil în diferite dimensiuni și rezistențe. Utilizatorul deschide dispozitivul de prindere folosind un ham atașat la centura scapulară contralaterală , iar dispozitivul de prindere se închide prin intermediul unui mecanism cu arc. Persoana amputată folosește aceste sisteme în mod activ ca dispozitiv de prindere sau profitând de forma cârligului. În general, au o forță de prindere mai mică de 40 N.

ÎMBINĂRI ENERGETICE EXTERNE

Există două subtipuri: electronic și mioelectric. În ambele cazuri, articulațiile sunt mișcate de motoare mici alimentate de baterii încorporate în structura protezei.

Există motoare pentru flexia-extensia cotului și pronație-supinație la 360°.

Mâinile acționate extern au un sistem de prindere tridimensional care, cu învelișul cosmetic, corespunde primelor 3 degete și poate avea o forță de prindere superioară celor cinematice.

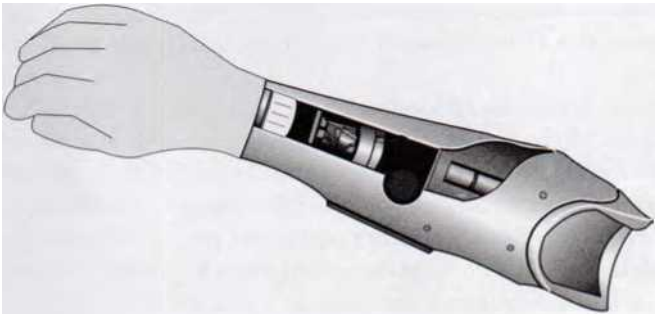


Figura 18-7. Proteză mioelectrică pentru amputarea antebrațului.

Diferența dintre protezele electronice și cele mioelectrice constă în sistemul pe care persoana amputată îl folosește pentru a acționa diferiții motoare ai protezei.

Protezele electronice se utilizează doar în malformațiile congenitale atunci când există resturi ale membrului (o rază a mâinii, un deget) care au suficientă mobilitate pentru a manipula comutatoarele corespunzătoare fiecărui motor al protezei.

Dispozitivele mioelectrice utilizează potențialele generate de mușchii proximali ai bontului, care sunt cei care activează fiecare dintre motori.

În general, protezele membrelor superioare sunt dificil de utilizat și oferă o rază de acțiune foarte limitată cu membrul protetic, astfel încât nivelul de eficacitate este util doar la persoanele cu amputații bilaterale.

Proteză pentru membrele inferioare

Spre deosebire de protezele membrelor superioare, protezele membrelor inferioare și-au dovedit eficacitatea de secole, deoarece chiar și un simplu picior de mers (picior de cui) este util pentru o capacitate minimă de mers. Funcțiile urmărite cu o proteză a membrelor inferioare sunt următoarele:

1. Efectuați sprijin biped corect.
2. Execută un marș cu o lungime și o cadență a pasului cât mai apropiate de cea fiziologică.
3. Acest mers ar trebui efectuat cu un consum minim de energie posibil, deși mersul persoanei amputate consumă întotdeauna mai mult decât mersul normal.
4. În unele cazuri, la anumite tipuri de picior, energia poate fi obținută în piciorul protetic în timpul fazei de împingere.

doar caracteristicile mecanice ale protezelor pentru persoanele amputate deasupra genunchiului (femural) și sub genunchi (tibial), deoarece acestea sunt cele mai reprezentative două tipuri de persoane amputate ale membrelor inferioare.

Proteză pentru amputații sub genunchi

Caracteristicile elementelor care le alcătuiesc sunt următoarele:

1. *Alveole.* Acestea sunt alveole cu contact total, dar nu transmit sarcina maximă la vârful membrului rezidual, deoarece acest lucru nu este tolerat de persoana amputată. Cele mai frecvent utilizate sisteme de retenție sunt KBM sau SCG, în care alveola aplică presiune asupra ambilor condili femurali. În prezent, există sisteme de blocare adăugate la acest tip de alveolă care cresc și mai mult fixarea membrului rezidual cu proteza și, prin urmare, performanța acestora (Fig. 18-8).
2. *Structură.* Protezele endoscheletale și exoscheletale sunt utilizate interschimbabil; aceasta este partea protezei care va determina alinierea acesteia. Alinierea protezei, indiferent de celelalte părți, este cea care determină calitatea mersului persoanei amputate. S-a demonstrat că în cazul bonturilor tibiale mai scurte de 6 cm, alinierea în valgus este preferabilă, deoarece crește lățimea pasului, dar stabilizează forțele mediolaterale în timpul fazei de sprijin pe un singur picior pe proteză. În cazul bonturilor mai lungi de 6 cm, se utilizează alinierea în varus.

113

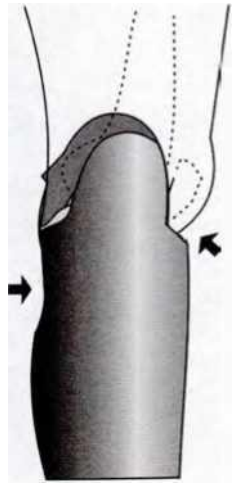


Figura 18-8. Diferite părți ale unei alveole de proteză tibială.

3. Articulații (ansamblul picior-gleznă). Toate tipurile de ansambluri picior-gleznă aparțin grupei de energie internă, deși se pot distinge trei grupe cu caracteristici mecanice diferite.

- *Picioare nearticulate.* Nu există articulație gleznă; este *piciorul clasic SACH (Solid-Ankle-Cushion-Heel - Gleznă solidă-Călcâi).* Acest picior are un călcâi moale care simulează flexia plantară în timpul loviturii călcâiului, un mijloc rigid al piciorului și o zonă flexibilă a degetelor, corespunzătoare degetelor de la picioare.
- *Picioare articulate.* Există picioare cu o axă de mișcare la gleznă de aproximativ 10° și altele, precum *Greissinger* , care permit și o ușoară pronație-supinație pentru a se adapta la terenuri neregulate (fig. 18-9).
- *Picioare acumulatoare de energie.* Acestea sunt picioare care, datorită structurii lor elastice interne alcătuite din arcuri din fibră de carbon, returnează o parte din energia absorbită în timpul sprijinului către faza de decolare *(FlexFooto Quantum)* (fig. 18-10).

Deși este diferit să se detecteze anumite persoane cu amputații tibiale în timpul mersului dacă proteza nu este vizibilă, atunci când se efectuează studii cinematice ale mersului, se observă următoarele modificări:

- Flexie mai mică a genunchiului în fazele inițiale și finale de sprijin.
- Viteză mai mică de mers.
- Lungimea pasului crescută pe partea protetică.
- Faza de susținere redusă pe partea protetică.

Figura 18-9.
Pie protésico con articulación de tobillo elástica.

Proteză pentru amputații deasupra genunchiului

Caracteristicile părților care le alcătuiesc sunt următoarele:

1. *Soclu.* Cel mai frecvent utilizat soclu continuă să fie cel pătrangular. Este un soclu cu o secțiune transversală pătrangulară care exercită presiune asupra

Figura 18-10. Picior protetic cu acumulare de energie, construit din foi de fibră de sticlă.

Suprafața anterioară a bontului, triunghiul lui Scarpa și mușchii rectus femoris; suprafața posterioară a bontului peste gluteus maximus; suprafața medială, ușor canelată pentru a permite trecerea tendoanelor adductorului și ischiogambierilor; și suprafața laterală, rotunjită pentru a se adapta regiunii trohanteriene. La nivelul tuberozității ischiale există o flanșă unde tuberozitatea se sprijină în timpul poziției pe un singur picior și prin care se susține 30% din greutatea individului . În timp ce în protezele tibiale alinierea este determinată de structură, în protezele femurale principalul element pentru aliniere și stabilitate este modelarea corectă a alveolei, deoarece aceasta trebuie să stabilizeze forțele mediolaterale și anteroposterior, care sunt foarte asimetrice la acești amputați. O persoană amputată femurală a pierdut funcția de stabilizare a cvadricepsului, adductorilor și ischiogambierilor. Sistemele de retenție a alveolei sunt:

- Prin vid: în acest caz nu există contact la distanță.
- Pentru contact total: există suport la distanță, dar într-un procent foarte mic.

2. *Structură.* Poate fi endoscheletală sau exoscheletală. Este determinată de tipul de genunchi utilizat.

3. *Articulațiile genunchiului*

• *Genunchi mecanici.* Aceștia sunt genunchi cu acționare internă și pot fi unicentrici sau policentrici. Cei din urmă efectuează o mișcare de flexie datorită inerției individului, similară mișcării fiziologice. Primii pot fi blocați în extensie pentru mers, crescând astfel siguranța la persoanele în vârstă.

• *Genunchi hidraulici.* Acești genunchi ar putea fi clasificați ca fiind acționați extern , deoarece un piston hidraulic permite flexia și extensia ca răspuns la forța exercitată de individ în timpul mersului, variind astfel viteza mișcării genunchiului.

În ceea ce privește ansamblul gleznă-picior, conceptele sunt aceleași ca în cazul protezelor tibiale .

LITERATURĂ

Atlas de orteze. Principii și aplicații biomecanice. St. Louis: CV Mosby Co, 1985.
Biomecanica mersului uman normal și patologic. Institutul de Biomecanică din Valencia. Valencia, 1993.
Crossing. Medicină fizică și reabilitare. Kottke FJ și Lehmann JF. Buenos Aires: Panamericana, 1993.
Viladot R, Cohi O, Clavell S. Orteza si proteza aparatului locomotor. Tl Coloana vertebrală. Barcelona: Masson, 1985.
Viladot R, Cohi O, Clavell S. Orteze și proteze ale aparatului locomotor. T.2.1 Extremitatea inferioară. Barcelona: Masson, 1987.
Viladot R, Cohi O, Clavell S. Orteze și proteze ale aparatului locomotor. T.2.2 Extremitatea inferioară . Barcelona: Masson, 1989.
Viladot R, Cohi O, Clavell S. Orteze și proteze ale aparatului locomotor. T.3. Extremitatea superioară. Barcelona: Masson, 1992.

Capitolul 19

Biomateriale

JA Planell Estany, E J. Gil Mur și M. P. Ginebra Molins

Introducere

Cercetările în domeniul biomaterialelor, în sens larg, au început cu multe secole în urmă, după cum o demonstrează prezența implanturilor protetice la mumiile egiptene. Cu toate acestea, abia după al Doilea Război Mondial, în încercarea de a aborda problemele cotidiene asociate cu tratamentul în masă al pacienților, a apărut un domeniu vast legat de tehnologia medicală și, în mod specific, știința biomaterialelor a început să prindă contur. Definirea unui biomaterial a fost un proces complex și laborios. Într-atât încât abia în martie 1986, la o conferință ținută la Chester, Marea Britanie, convocată de diverse Societăți Internaționale de Biomateriale pentru a ajunge la un consens asupra definițiilor comune, a fost aprobată prima definiție a unui biomaterial: „un material neviu utilizat într-un dispozitiv medical și conceput să interacționeze cu sistemele biologice". A doua conferință de consens privind definițiile în domeniul biomaterialelor, ținută la Chester (Regatul Unit) în 1991, a convenit asupra unei definiții mai largi și mai precise a biomaterialului: „un material conceput să acționeze interfacial cu sistemele biologice în scopul evaluării, tratării, augmentării sau înlocuirii unui țesut, organ sau funcție a corpului".

Implantarea unui biomaterial provoacă leziuni țesutului viu, care reacționează la leziune cu un răspuns inflamator inițial, urmat de un proces reparator și, în final, vindecarea inciziei. În multe cazuri, țesutul conjunctiv răspunde la implantare cu fibroză. Biocompatibilitatea ar putea fi definită ca acceptabilitatea biologică și studiul interacțiunii biomaterialelor cu țesuturile care pot intra în contact cu acestea. Deși la prima Conferință de la Chester din 1986 a fost dezvoltat un concept de biocompatibilitate, acest termen nu a fost clar definit la a doua Conferință de la Chester din 1991, deoarece biocompatibilitatea nu este o proprietate intrinsecă a unui material; adică, un biomaterial nu este biocompatibil în toate condițiile. Acest lucru este evident, de exemplu, în cazul polietilenei de densitate ultra-înaltă, care este un material bioinert atunci când este utilizat în vrac, cum ar fi în acetabulul protezelor articulare. În schimb, particulele de uzură produse prin frecare provoacă o reacție la corp străin , rezultând osteoliză și slăbirea protezei.

Funcțiile pe care trebuie să le îndeplinească un biomaterial pot fi foarte variate: de la o funcție mecanică, ca în cazul protezelor ortopedice, la o funcție electrică, ca în cazul stimulatoarelor cardiace, sau o funcție chemicobiologică, ca în cazul membranelor de dializă. În plus, biomaterialele biodegradabile sunt necesare pentru anumite aplicații, iar pentru

Alte biomateriale inerte care nu se confruntă cu niciun fel de respingere pe termen lung. În orice caz, o colaborare strânsă între experții în știința materialelor, fizica și chimia suprafețelor, biologii celulari și medicii și chirurgii din diferitele specialități implicate este esențială pentru a evalua și selecta cele mai potrivite biomateriale pentru fiecare aplicație.

Comportamentul biologic al materialelor

Biocompatibilitate

Inițial, conceptul de biocompatibilitate a fost abordat într-un mod negativ: un biomaterial nu ar trebui să producă un răspuns al sistemului imunitar, nu ar trebui să fie toxic, nici prin sine, nici prin produșii degradării sale, nu ar trebui să fie cancerigen, nici pe termen scurt, nici pe termen lung, nici prin sine, nici prin produșii degradării sale și nu ar trebui să fie incompatibil, din punct de vedere medical.

Totuși, având în vedere necesitatea stabilirii unor criterii cuantificabile, bazate pe raționalizarea proceselor care au loc atunci când un biomaterial intră în contact cu țesuturile vii din jur, a fost posibil să se înceapă stabilirea unor protocoale de testare care permit măsurarea, deși doar parțială, a gradului de compatibilitate sau, în anumite cazuri, a toxicității. Întrucât biocompatibilitatea urmărește acceptabilitatea biologică, aceasta poate fi examinată la două niveluri interconectate:

- În ceea ce privește interacțiunea biologică dintre material și/sau produșii săi de degradare și țesuturi.
- În ceea ce privește interacțiunea care include alți factori legați de caracteristicile mecanice (elasticitate, tenacitate etc.) sau fizice ale materialului.

În plus, interacțiunea trebuie luată în considerare atât de la implant la țesut, cât și invers. Orice risc biologic care poate rezulta din utilizarea biomaterialelor depinde de o serie de factori, inclusiv utilizarea, frecvența, durata expunerii, cantitatea sau identitatea substanțelor care migrează în corpul uman, precum și activitatea biologică a substanței respective.

Interacțiunea biomaterial-țesut biologic

La implantarea unui biomaterial, primul pas este lezarea sau tăierea țesutului viu. Prin urmare, este necesar să se studieze reacția țesutului biologic la leziune. Prima reacție va fi inflamația, urmată de procesul de reparare și, în final, vindecarea inciziei. Timpul de tranziție dintre inflamație și reparare va depinde de gravitatea plăgii sau a leziunii.

Când se implantează un biomaterial, secvența evenimentelor care au loc este următoarea: inflamația acută, inflamația cronică și procesul de reparare.

Inflamația acută va fi reacția imediată ca răspuns la leziune și în care vor avea loc următoarele: *a)* modificări vasculare cu dilatare și creșterea permeabilității capilare ; *b)* globulele roșii vor ocupa centrul procesului inflamator pentru a forma cheagul

, iar leucocitele vor ocupa periferia; în această perioadă funcția principală este fagocitoza particulelor străine și *c)* va exista și participarea mediatorilor chimici pe tot parcursul procesului inflamator.

Procesul inflamației cronice depinde de agentul lezator. Inflamația cronică este un răspuns exudativ în care predomină fibroblastele, însoțite de leucocite, macrofage, plasmocite și limfocite. Se poate forma un granulom, compus în principal din macrofage și derivații acestora. În timpul procesului de reparare, fibroblastele sunt cele mai abundente celule.

Procesul de vindecare va consta în diferite faze, în care se vor produce: *a) fibrină* și neutrofile; *b)* fibroblaste; *c)* macrofage; și *d)* colagen.

Răspunsul țesutului conjunctiv

implantarea unui biomaterial poate fi de diferite tipuri:

1. *Fibroză minimă.* În cazul unui solid monolitic, netoxic, nu există degradare a țesuturilor, iar răspunsul inflamator este similar cu procesul de vindecare al unei incizii. Gradul de reacție va fi strâns legat de forma suprafeței . Inflamația acută este răspunsul inițial, dar exudatul diferă de cel produs de o incizie în absența unui implant. Macrofagele depășesc rapid numeric neutrofilele, iar fibroblastele pot fi mult mai active. Prezența implantului prelungește procesul inflamator și de reparare. Țesutul care răspunde se stabilizează în 4 până la 8 săptămâni.
2. *Abateri de la răspunsul fibrotic minim.* Există numeroase moduri în care fibroza minimă poate fi modificată prin prezența unui implant. În primul rând, reacția poate fi mai mare decât cea observată pentru materialul complet inert. Astfel, capsula fibroasă poate fi mai groasă și poate necesita mai mult timp pentru stabilizare. În al doilea rând, reacția poate fi mai extinsă, astfel încât răspunsul acut este mai intens și progresează spre un răspuns cronic. Aceasta duce la formarea unei capsule fibroase de dimensiuni și caracteristici variabile, cum ar fi populația celulară, densitatea capilară etc. Această capsulă poate necesita luni pentru a se stabiliza. În al treilea rând, este posibil ca răspunsul acut să fie minim, iar procesul de reparare să aibă loc rapid, dar ca interacțiunile pe termen lung (coroziune, degradare, abraziune etc.) să ducă la un stimul persistent și la inflamație cronică. Rezultatul va fi un granulom cu celule gigantice de corp străin asociat cu edem și durere pentru pacient.

Factorii care influențează diferitele răspunsuri pe care un țesut le poate prezenta la un implant includ efectele de suprafață, atât fizice, cât și chimice, și variabile fiziologice, inclusiv vârsta, sexul, starea de sănătate, farmacodinamica etc.

Reacția țesuturilor dure

Osul reacționează la implanturi în diverse moduri, în funcție, de exemplu, de tipul de os și de relația dintre os și implant. Tensiunile produse și diferitele materiale utilizate sunt, de asemenea, importante. Reacția osului tinde spre creșterea sau remodelarea osoasă. Această reacție diferă în funcție de faptul că apare ca răspuns la un defect osos, la un implant monolitic sau

la particule de degradare ale unui biomaterial. În funcție de dacă se formează sau nu o interfață la interfața os-biomaterial , biomaterialul este denumit bioinert, respectiv bioactiv.

Răspunsul sângelui

Tendința de a provoca coagularea sângelui (trombogenitatea) este cel mai important factor de luat în considerare atunci când se analizează compatibilitatea unui biomaterial cu sângele. Sângele coagulat se numește cheag, iar un cheag format în interiorul vaselor de sânge se numește tromb sau embol, în funcție de dacă este fix sau, respectiv, flotant. Pe lângă această caracteristică, un implant care intră în contact cu sângele nu trebuie să deterioreze proteinele, enzimele sau alte componente ale acestuia (globule roșii , globule albe și trombocite).

Rugozitatea suprafeței unui implant este un factor foarte important în raport cu trombogenitatea sa, deoarece cu cât suprafața este mai rugoasă, cu atât este mai mare suprafața de contact cu sângele, ceea ce promovează o coagulare mai rapidă decât pe suprafețele foarte lustruite (sticlă, polietilenă, polimetacrilat de metil sau oțel inoxidabil). În plus, pentru anumite implanturi vasculare, se utilizează materiale trombogene cu suprafețe rugoase pentru a promova coagularea la interfețele poroase și a încuraja creșterea ulterioară a țesuturilor prin pori. Încercările de a identifica materiale non-trombogene cu suprafețe potrivite pentru contactul cu sângele pot fi clasificate conform următoarei scheme: *a)* suprafețe biologice sau heparinizate; *b)* suprafețe cu radicali anionici; *c)* suprafețe inerte și *d)* suprafețe penetrate de o soluție.

Factorii mecanici și fizici care influențează biocompatibilitatea

Printre factorii care influențează biocompatibilitatea unui material se numără factorii chimici sau toxicologici, determinați de natura biomaterialului sau a produselor sale de degradare, și factorii electrici, cum ar fi curenții de polarizare anodică sau catodică pe care îi pot prezenta metalele, producând coroziune electrochimică și eliberarea asociată de ioni și produse de coroziune în mediu. Alți factori includ proprietățile suprafeței, deoarece suprafața poate fi, de exemplu, hidrofobă sau hidrofilă, ceea ce afectează capacitatea de adsorbție a proteinelor și, prin urmare, toleranța materialului.

Interacțiunile mecanice dintre țesut și implant influențează, de asemenea, răspunsul celular; acestea pot fi forțe de tracțiune, compresiune sau forfecare. Factorii geometrici afectează răspunsul aceluiași material în mod diferit, în funcție de prezentarea acestuia în vrac sau sub formă de particule. Forma materialului este, de asemenea, importantă. Dacă unghiul este ascuțit, răspunsul la materialul sub formă de particule va fi mai mare decât la un material compact.

Evaluarea biocompatibilității

Diferite biomateriale necesită teste specifice diferite pentru a le studia biocompatibilitatea, dar unele teste sunt comune tuturor. Studiile de biocompatibilitate pot fi efectuate utilizând teste in *vitro* sau *in vivo* . Testele *in vitro convenționale* includ culturi celulare, teste de mutageneză și teste de carcinogeneză.

Testele *in vivo* includ teste de hemoliză, implanturi tisulare, teste de iritație mucocutanată, teste de sensibilizare, teste imunologice, teste de iritație oculară, teste de toxicitate generală, teste pirogenice și teste de histochimie enzimatică. Aceste teste sunt efectuate conform standardelor internaționale și acoperă o gamă largă de studii. Culturile celulare și implanturile tisulare sunt cele mai frecvent utilizate, dar răspunsul general al tuturor biomaterialelor este, de asemenea, important.

Materiale implantabile

Materiale metalice

Deși diverse materiale metalice au fost utilizate din punct de vedere istoric pentru implanturile în organism, numărul de metale și aliaje utilizate în mod obișnuit astăzi este destul de limitat. Materialele metalice se corodează într-un mediu ostil , cum ar fi corpul uman, și, ca urmare, materialul se deteriorează și implantul slăbește, în timp ce, în același timp, produșii de coroziune eliberați în țesuturile înconjurătoare produc efecte adverse. Metalele și aliajele utilizate ca biomateriale au caracteristica comună de a avea o bună rezistență la coroziune . Acestea includ oțelurile inoxidabile, aliajele de cobalt-crom și titanul și aliajele sale. Alte metale utilizate într-o măsură mai mică sunt tantalul și metalele prețioase, cum ar fi platina și aurul.

Oțeluri inoxidabile

Primele oțeluri inoxidabile utilizate pentru implanturi au fost oțelurile austenitice de tip 18% Cr-8% Ni. Ulterior, s-a adăugat molibden pentru a îmbunătăți rezistența la coroziune în apă salină. În prezent, se utilizează oțeluri AISI 316 și 316L, cu conținuturi de carbon sub 0,08%, respectiv 0,03%.

Oțelurile inoxidabile martensitice sunt utilizate în fabricarea instrumentelor chirurgicale . Oțelurile inoxidabile feritice, deși posedă o rezistență excelentă la fisurarea prin coroziune sub tensiune, au proprietăți mecanice și o capacitate de ecruisare semnificativ inferioare în comparație cu oțelurile inoxidabile austenitice, ceea ce le face nepotrivite pentru aplicații generale. Oțelurile inoxidabile austenitice de tip 316L se pot coroda în timp în corpul uman. Prin urmare, aceste materiale sunt utilizate și recomandate doar pentru implanturi temporare, cum ar fi plăci, șuruburi și cuie, utilizate în chirurgia ortopedică pentru osteosinteză.

Oțelurile inoxidabile austenitice se ecruisează foarte rapid și, prin urmare, pot fi adesea prelucrate la rece fără recoacere intermediară. Astfel, este posibil să se obțină ace cu rezistențe la tracțiune de aproximativ 1.400 MPa. Implanturile din oțel inoxidabil austenitic sunt prelucrate la rece și rareori sudate. Suprafața lor este lustruită și pasivată cu acid azotic înainte de sterilizare și ambalare. Tabelul 19-1 enumeră câteva proprietăți mecanice ale oțelurilor inoxidabile și ale altor aliaje utilizate ca biomateriale.

Aliaje pe bază de cobalt-crom

Aceste materiale au fost utilizate pentru prima dată în stomatologie. Există patru tipuri: aliajul turnabil CoCrMo și aliajele forjate CoCrWNi, CoNiCrMo și CoNiCrMoWFe, deși—

Tabelul 19-1. Proprietățile mecanice ale diferitelor materiale metalice implantabile

Material	*Limită elastică 0,2% (MPa)*	*Rezistență maximă (MPa)*	*Alungire (%)*
Oțel inoxidabil 316. Recopt	515	205	*40*
Oțel inoxidabil 316. Finisat la rece	620	310	35 de
Oțel inoxidabil 316. Prelucrat la rece	860	690	12
Oțel inoxidabil 316L. Recopt	505	195	40
Oțel inoxidabil 316L. Finisat la rece	605	295	35 de
Oțel inoxidabil 316L. Prelucrat la rece.	860	690	12
Aliaj CoCrMo. Turnat	450	655	8
Aliaj CoNiCrMo. Recopt în soluție	240-655	795-1.000	50
Aliaj CoNiCrMo. Prelucrat la rece	1.585	1.790	8
Aliaj CoNiCrMo. Complet recopt	276	600	50
Aliaj TI-6A1-4V	880	945	18 ani

că în prezent se utilizează în mod obișnuit doar aliajele CoNiCrMo turnabile și forjate .

Cele două elemente principale din aceste aliaje, Co și Cr, formează o soluție solidă de 65% Co și 35% Cr. Se adaugă Mo pentru a obține o granulometrie mai fină. Probabil cel mai promițător aliaj este CoNiCrMo, care conține 35% atât Co, cât și Ni. Acest aliaj posedă o rezistență excelentă la fisurarea sub tensiune în apa de mare. Este foarte dificil de prelucrat la rece și, prin urmare, este forjat doar la cald. Acest aliaj este utilizat și pentru sinterizare prin HIP (presare izostatică la cald). Implanturile sunt de obicei turnate folosind metoda de turnare cu ceară pierdută cu aliajul CoCrMo turnabil. Controlul temperaturii matriței permite un control precis al dimensiunii granulometriei și al jocului mediu dintre carburi.

Aceste aliaje prezintă o rezistență slabă la frecare, atât între ele, cât și cu alte materiale. Prin urmare, capetele articulare ale protezelor Co-Cr nu sunt fabricate din același material, fiind utilizate în general capetele ceramice. Aliajele forjate au o ductilitate și o rezistență la tracțiune mai mari, deși nu este clar dacă oferă avantaje în ceea ce privește comportamentul la oboseală. Este demn de remarcat faptul că modulul de elasticitate al acestor aliaje variază de la 220 la 235 GPa, ceea ce este cu 10 până la 15% mai mare decât cel al oțelurilor inoxidabile și de două ori mai mare decât cel al titanului și aliajelor sale. În consecință, modurile de transfer al sarcinii de la proteză la os vor diferi în fiecare caz.

Titanul și *aliajele sale*

Utilizarea titanului și a aliajelor sale pentru fabricarea implanturilor a câștigat inițial amploare în Europa, în special în Regatul Unit. Ulterior, pe măsură ce metalele care compun aliajele de cobalt-crom au devenit extrem de strategice, Statele Unite și-au mutat și ele utilizarea către acest metal. Densitatea sa scăzută (4,7 g/cm³), comparativ cu 7,9 g/cm³ pentru oțelul inoxidabil, 8,3 g/cm³ pentru aliajele CoCrMo și 9,2 g/cm³ pentru aliajele CoNiCrMo, împreună cu proprietățile sale mecanice bune (Tabelul 19-1) și rezistența excelentă la coroziune, conferă acestui metal un potențial remarcabil ca material pentru implanturi. Standardele ASTM și ISO oferă patru grade de titan nealiat pentru implanturi chirurgicale. Diferențele dintre ele constau în concentrațiile de gaze dizolvate (N_2, H_2 și O_2),

carbon interstițial și fier rezidual în soluție solidă. Cel mai utilizat aliaj de Ti este TI-6A1-4V, perfect definit în standarde și foarte utilizat pe scară largă în industria aerospațială în toate tipurile de aplicații structurale.

Titanul este foarte reactiv cu oxigenul, iar gazele de azot și hidrogen difuzează ușor interstițial în interiorul său. Prin urmare, turnarea sa necesită o atmosferă inertă sau vid. Titanul și aliajele sale sunt foarte dificil de prelucrat la rece și mecanic, deoarece tocesc scula. Forjarea se realizează de obicei la cald, la aproximativ 950 °C.

Modulul de elasticitate Young al titanului și al aliajelor sale este de aproximativ 110 GPa, jumătate din cel al oțelurilor inoxidabile și al aliajelor de cobalt-crom, ceea ce îl face metalul cel mai compatibil cu osul din punct de vedere elastic. Proprietățile sale mecanice oferă o gamă largă: de la valori ale rezistenței la curgere și a rezistenței la tracțiune semnificativ mai mici decât cele ale oțelului inoxidabil și aliajelor de cobalt-crom pentru titanul de gradul 1, până la valori egale sau mai mari decât cele ale materialelor menționate anterior pentru aliajul Ti-6Al-4V, care poate atinge o rezistență la tracțiune de 1.000 MPa. În ceea ce privește greutatea, aliajele de titan sunt superioare tuturor celorlalte. În plus, rezistența lor excelentă la coroziune se datorează formării unui strat de oxid dur care pasivează metalul. Este, fără îndoială, unul dintre cele mai potrivite metale pentru fabricarea implanturilor.

Alte metale

Alte metale au fost utilizate și în fabricarea implanturilor. Tantalul (Ta) s-a dovedit a fi foarte biocompatibil. Cu toate acestea, din cauza proprietăților sale mecanice slabe și a densității mari (16,6), utilizarea sa este în mare parte limitată la suturi în chirurgia plastică și neurochirurgie.

Platina și alte metale nobile din grupa sa sunt foarte rezistente la coroziune, deși au proprietăți mecanice foarte slabe. Prin urmare, sunt utilizate doar în forma lor pură sau din aliaje pentru a produce electrozi, cum ar fi electrozii stimulatoarelor cardiace, datorită proprietăților lor electrice. Aurul și argintul, deși sunt foarte rezistente la coroziune, au proprietăți mecanice slabe, ceea ce le face puțin interesante ca materiale implantabile.

Materiale ceramice

Utilizarea materialelor ceramice este bine stabilită în stomatologie, dar utilizarea lor în alte tipuri de implanturi medicale este relativ nouă. Pe baza tipului de răspuns pe care îl induc în țesutul înconjurător, bioceramicele pot fi clasificate în diferite grupuri:

1. Ceramică aproape inertă care promovează formarea unei capsule fibroase între țesutul înconjurător și suprafața implantului. Acestea pot fi utilizate în forme dense sau poroase pentru a facilita creșterea osoasă în porii implantului, asigurând astfel fixarea mecanică. Un exemplu este alumina (Al_2O_5), care a fost prima ceramică utilizată pe scară largă în practica clinică, în unele componente ale protezelor articulare și ca implanturi dentare, datorită rezistenței sale mecanice excelente și rezistenței la uzură.
2. Ceramica bioactivă provoacă un răspuns biologic specific la interfața materialului, ducând la formarea unei legături între țesutul osos și implant .

În cadrul acestui grup, se pot distinge două mari categorii: sticle bioactive și ceramice care conțin hidroxiapatită și alți fosfați de calciu.

3. Ceramica resorbabilă este un material care se resorbe după implantare. Scopul este ca acesta să fie înlocuit de țesut osos. Totuși, acest lucru implică o corelație între rata de resorbție a ceramicii și rata de regenerare osoasă, ceea ce nu se întâmplă întotdeauna. Sulfatul de calciu și anumiți fosfați de calciu aparțin acestei grupe.

materiale ceramice sunt descrise pe scurt mai jos .

Alumină

Duritatea sa ridicată, combinată cu proprietățile reduse de frecare și uzură, face din alumină un material ideal pentru protezele articulare, în ciuda fragilității și dificultăților sale de fabricație. Deoarece se obține de obicei prin sinterizare, porozitatea joacă un rol foarte important în proprietățile sale mecanice.

Sticle bioactive și vitroceramice

Primele dovezi ale unei legături directe între os și un biomaterial au fost descoperite la începutul anilor 1970. Biomaterialul care prezenta această proprietate, cunoscut sub numele de Bioglass®, cuprindea o gamă de compoziții conținând SiO_2 (<57% în greutate), Na_2O , CaO și P_2O_5 . Mecanismul de legare cu osul implica formarea unui strat de hidroxiapatită biologic activ pe implant , rezultat dintr-o serie de schimburi de ioni și reacții de dizolvare și precipitare. Studiile ulterioare au arătat că Bioglass® era capabil să se lege și de țesuturile moi. Aceste materiale au fost aplicate sub formă monolitică sau sub formă de granule. Datorită rezistenței lor reduse, comună ceramicii în general, aplicațiile lor sunt limitate la situații în care nu este necesară capacitatea portantă.

Ulterior, vitroceramicele bioactive (Ceravital®, vitroceramic A/W) au fost, de asemenea, proiectate cu compoziții chimice diferite și proprietăți mecanice mai bune decât biosticlele. Performanța lor mecanică superioară a făcut posibilă utilizarea lor în situații care implică anumite solicitări de sarcină. Tabelul 19-2 oferă o listă ilustrativă a compozițiilor unora dintre sticlele și vitroceramicele menționate anterior.

Ceramica cu fosfat de calciu

Pe lângă progresele în domeniul sticlelor bioactive și vitroceramicii, cercetările s-au dezvoltat în domeniul ceramicii cu fosfat de calciu. Până în prezent, atenția s-a concentrat în special asupra compușilor sistemului ternar $CaO\text{-}P_2O_5$ - H_2O , cum ar fi hidroxiapatita și fosfatul tricalcic (3(I_3-TCP), deși se are în vedere o potențială aplicație biomedicală pentru fosfații de calciu care conțin carbonat, sodiu, magneziu, potasiu sau fluor. Hidroxiapatita $[CaO(PO_4)_6(OH)_2]$ este componenta principală a fazei minerale a țesutului osos. Fosfatul tricalcic $[CaO(PO_4)_6(OH)$ 2] nu este o componentă naturală a țesutului osos și este, cel puțin parțial, resorbită .

Atât în cazul hidroxiapatitei, cât și al P-TCP, s-a demonstrat că se formează o legătură directă între implant și țesutul osos, confirmând bionatura sa.

Tabelul 19-2. Compoziția unor sticle și vitroceramici bioactive (% din greutate)

Componentă	*45S5 Bioglass'-*	*45S54F Bioglass [9]*	*45B15S5 Bioglass [9]*	*KGC Ceravi robinet*	*KGS Ceravi robinet rnă*	*Plită ceramică Toamnă/Ia*
SiO2	45 de ani	. 45 de	30	46.2	46	34.2
P2O5	6	6	6			16.3
CaO	24,5	14,7	24,5	20.2	33 de	44,9
$Ca(PO_4)_2$				25,5	16	
CaF2		9,8				0,5
MgO				2.9		4.6
Na2O	24,5	24,5	24,5	4.8	5	
K2O				0,4		
$B_2O_.$			15			

Proprietățile active ale acestor ceramici. Rezultatele implantării obținute până în prezent par să indice că, în țesutul osos , comportamentul unei ceramici cu fosfat de calciu este cu atât mai bioactiv cu cât compoziția sa în fază seamănă mai mult cu cea a mineralului osos . Faza minerală a osului nu este o hidroxiapatită stoichiometrică, ci o hidroxiapatită slab cristalizată, cu deficit de calciu, cu un raport molar Ca/P care variază între 1,67 și 1,50, a cărei formulă poate fi scrisă $Caio_{10}(HPO_4)_{2}X_3(PO_4)_{6}-_3(OH)_{2}X_3$. În plus, structura sa conține ioni de carbonat și sodiu. De aici și interesul crescând în domeniul ceramicii cu fosfat de calciu pentru obținerea de ceramici cu hidroxiapatită nestoichiometrică, cu cristalinitate scăzută, similare apatitelor biologice .

În ceea ce privește procesele de fabricație, ceramicile dense de fosfat de calciu se obțin în general prin sinterizare. Acest proces implică compactarea pulberii inițiale , obținută comercial sau în laborator prin precipitare, modelarea acesteia după cum se dorește și supunerea ei unui tratament termic la temperatură înaltă, de 1.000 până la 1.500 °C. Acest tratament termic, prin difuzie în stare solidă, determină legarea particulelor de pulbere. În funcție de variabilele de procesare, cum ar fi temperatura de sinterizare, timpul și distribuția dimensiunii particulelor pulberii inițiale, porozitatea ceramicii rezultate poate fi controlată . O atenție deosebită trebuie acordată obținerii unor porozități care imită microstructura osului spongios și facilitează osteointegrarea .

În prezent, fosfații de calciu sunt utilizați în diverse forme, în funcție de nevoile fiecărei aplicații: *a)* cum ar fi implanturile mici din ceramică densă (de exemplu, în urechea medie); *b)* ca implanturi poroase pentru umplerea cavităților, în care creșterea osoasă acționează ca o întărire a implantului în sine; *c)* sub formă de pulbere sau granule , inclusiv pentru umplerea defectelor; *d)* cum ar fi acoperirile pentru implanturi metalice, de exemplu în cazul protezelor articulare și *e)* ca o componentă bioactivă formând materiale compozite împreună cu alte materiale.

Principalele limitări ale ceramicii cu fosfat de calciu provin din proprietățile lor mecanice . Ca majoritatea ceramicilor, acestea sunt destul de fragile, au o rezistență scăzută la impact și o rezistență la tracțiune relativ scăzută . Nu există un consens în literatura medicală cu privire la proprietățile mecanice ale hidroxiapatitei . Astfel , modulul de elasticitate poate varia între 40 și 150 GPa, valori care sunt totuși mai mari decât cele obținute la testarea țesuturilor mineralizate , cum ar fi dentina sau osul cortical, unde modulul lui Young variază între 10 și 40 GPa.

Rezistența sa la compresiune este mai mică de 500 MPa, iar duritatea sa nu depășește 5 GPa. Toate acestea indică faptul că comportamentul mecanic al hidroxiapatitei este net inferior celui al aluminei și al altor materiale ceramice. Una dintre proprietățile relevante este oboseala statică, adică timpul de rupere atunci când se aplică o sarcină constantă într-un mediu apos, similar fluidului fiziologic. Oboseala statică este o proprietate care trebuie luată în considerare în ceramică, spre deosebire de oboseala dinamică, care se măsoară în alte materiale. În cazul hidroxiapatitei, este demn de remarcat faptul că timpul său de rupere într-un mediu apos sub o sarcină de 40 MPa în condiții de oboseală statică este mai mic de un minut, ceea ce înseamnă că, în starea sa densă și ca unic înlocuitor pentru os, este complet nepotrivită.

În practica clinică, apar unele dezavantaje din procesele utilizate pentru obținerea ceramicii cu fosfat de calciu. Sinterizarea la temperatură înaltă înseamnă că acestea trebuie preformate, iar acest lucru poate duce la probleme de adaptare deficitară la cavitatea osoasă pe care sunt destinate să o umple, rezultând o lipsă de fixare. Pentru a obține o mai bună umplere a cavității, s-au folosit uneori granule. Cu toate acestea, migrarea acestor granule de la locul implantării este frecventă.

Un prim pas către depășirea acestor dezavantaje a fost făcut în anii 1980, odată cu descoperirea posibilității de obținere a hidroxiapatitei monolitice la temperatura camerei printr-o reacție asemănătoare cimentului între o fază solidă compusă din pulberi de fosfat de calciu și o fază lichidă. Aceasta a adăugat proprietăților de biocompatibilitate și bioactivitate ale ceramicii de fosfat de calciu caracteristici specifice cimentului, cum ar fi modelabilitatea și capacitatea de a se întări *in situ,* rezolvând astfel problemele de fixare și adaptare ridicate de ceramica de fosfat de calciu.

Carbonii

Carbonul poate fi obținut în forme foarte diferite: alotropă, cristalină (diamant și grafit), vitroasă, aproape cristalină și pirolitică. Dintre acestea, doar carbonul pirolitic este utilizat pe scară largă în fabricarea implanturilor.

Carbonul poate fi depus pe suprafețele implanturilor dintr-un gaz hidrocarburat într-un pat fluidizat la o temperatură controlată. Anizotropia, densitatea , dimensiunea cristalului și structura carbonului depus pot fi controlate prin temperatură, compoziția gazului de fluidizare, geometria patului și timpul de rezidență al moleculelor de gaz. Toți acești factori sunt importanți deoarece determină structura depozitului și, în consecință, comportamentul său mecanic. Recent, carbonul pirolitic a fost depus cu succes pe suprafețele implanturilor vasculare. Acest carbon este suficient de subțire pentru a nu împiedica flexibilitatea grefei, prezentând în același timp o compatibilitate excelentă cu sângele.

Materiale polimerice

Posibilitățile oferite de polimeri pentru implantare în corpul uman sunt numeroase, deoarece aceștia pot fi fabricați cu ușurință în geometrii foarte diferite, cum ar fi fibre, țesuturi, filme și blocuri de dimensiuni și forme variate. Este demn de remarcat faptul că principalii constituenți ai țesuturilor naturale sunt, de fapt, structuri polimerice, iar în acest sens, polimerii sintetici seamănă foarte mult

cu aceștia. Aplicațiile lor includ cimenturi osoase acrilice, înlocuitori de vene și artere, fibre de fixare a organelor, fire de sutură și multe altele.

Un aspect care nu trebuie trecut cu vederea atunci când se studiază biomaterialele polimerice este faptul că polimerii se deteriorează relativ ușor din cauza factorilor chimici, termici și fizici. Fără a intra în procese specifice, merită menționată deteriorarea cauzată de sterilizare. Toate tehnicile de sterilizare contribuie la deteriorarea polimerului în cauză. Sterilizarea prin căldură uscată se efectuează între 160 și 190 °C, ceea ce este peste temperaturile de înmuiere sau topire ale majorității termoplasticelor . Sterilizarea cu abur sau autoclavă, pe de altă parte, se efectuează între 120 și 135 °C. În acest caz, nu numai că temperatura este importantă, dar aburul poate ataca și legăturile din anumiți polimeri. Agenții chimici precum oxizii de etilenă sau propilenă în formă gazoasă și soluțiile fenolice și de hipoclorit pot fi utilizați la temperaturi scăzute, deși aceste metode necesită mult timp, sunt mai scumpe, iar uneori agenții chimici pot fi foarte toxici și dificil de eliminat sau pot provoca pur și simplu deteriorarea polimerului. În cele din urmă, sterilizarea prin radiații deteriorează, peste anumite doze, toate tipurile de polimeri atât prin ruperea lanțurilor, cât și prin recombinarea legăturilor.

Având în vedere acest aspect, mai jos sunt descrise pe scurt unele dintre cele mai frecvent utilizate materiale polimerice ca biomateriale.

Poliolefine

Această categorie include polimeri termoplastici liniari, cum ar fi polietilena și polipropilena. Polietilena este disponibilă în trei clase principale: densitate mică și mare și greutate moleculară ultra-mare. Structura sa constă dintr-o unitate repetitivă de tipul -(CEL-CH,),,-. Indicele său de cristalinitate poate ajunge la 80%. Polietilena cu greutate moleculară ultra-mare este utilizată pe scară largă în implanturile ortopedice, în special pe suprafețe supuse unor solicitări mari, cum ar fi cupa acetabulară a protezelor de șold sau platoul tibial în protezele de genunchi. Nu există un solvent cunoscut pentru acest material la temperatura camerei. Sistemele convenționale de extrudare sau turnare nu pot fi utilizate pentru a-l produce.

Unitatea de bază a polipropilenei are o structură de tipul -(CH3-CH3CH3)2n-. În funcție de poziția grupării metil, există trei tipuri de polipropilenă : atactică, izotactică și sindiotactică. Materialele izotactice pot avea o cristalinitate de până la 95 % . Proprietățile polipropilenei depind în mare măsură de procentul de material izotactic prezent, de cristalinitate și de greutatea moleculară, care, pe măsură ce cresc, vor crește densitatea, temperatura de înmuiere și rezistența la atacul chimic. Datorită rezistenței excelente la încovoiere a polipropilenei , aceasta este utilizată ca balama turnată pentru protezele articulațiilor digitale. De asemenea, prezintă o rezistență excelentă la fisurarea sub stres în medii dure.

Poliamide

Poliamidele sunt cunoscute și sub denumirea de nailon. Acestea prezintă capacități excelente de formare a fibrelor datorită legăturilor de hidrogen dintre lanțuri, precum și unui grad ridicat de cristalinitate, ceea ce le crește rezistența în direcția fibrelor. Cu toate acestea, legăturile de hidrogen pot fi rupte în *condiții in vivo,* ceea ce face posibilă utilizarea acestor materiale în aplicații biodegradabile,

cum ar fi suturile absorbabile. Atracția dintre lanțuri prin legături de hidrogen este controlată de prezența grupărilor -CONH- . Numărul și distribuția acestor grupări le determină proprietățile.

Polimeri acrilici și hidrogeluri

Acești polimeri sunt utilizați pe scară largă în aplicații medicale, cum ar fi lentilele de contact (rigide), lentilele oculare implantabile și cimentul osos pentru fixarea protezelor articulare. Materialele acrilice sunt utilizate și în proteze dentare și proteze maxilo-faciale datorită proprietăților lor fizice bune, deoarece pot fi colorate foarte bine și sunt ușor de fabricat.

Structura de bază a acrilicilor poate fi reprezentată ca -(CEL-CRiCOOR'jn-. Singura diferență dintre poliacrilatul de metil (PMA) și polimetacrilatul de metil (PMMA) constă în grupările R, R1 și R2 fiind $_H$, iar CH1 în PMA și, respectiv, CH1 în PMMA. Polimerizarea lor are loc prin reacții cu radicali liberi.

Datorită volumului mare de grupări laterale, acești polimeri sunt amorfi. PMMA are o rezistență la tracțiune (60 MPa) și o temperatură de înmuiere (125 °C) mai mari decât PMA (7 MPa și, respectiv, 33 °C). PMMA posedă o transparență excelentă (transmisie de 92%), un indice de refracție ridicat (1,49) și o rezistență excelentă la degradare, ceea ce îl face potrivit pentru aplicațiile lentilelor de contact. De asemenea, are o rezistență chimică excelentă și este foarte biocompatibil în stare pură. Un dezavantaj este fragilitatea sa în comparație cu alți polimeri.

O aplicație răspândită a PMMA este cea a cimentului osos pentru fixarea protezelor. Cimentul osos se prepară prin amestecarea a două componente, una sub formă de pulbere și cealaltă sub formă lichidă . Componenta sub formă de pulbere conține polimetacrilat de metil, sulfat de bariu ca agent radioopac și peroxid de benzoil ca activator, în timp ce componenta lichidă conține monomer de metacrilat de metil, N,N-dimetil-p-toluidină ca accelerator și hidrochinonă ca stabilizator de monomer. Conținutul fiecărei componente poate varia ușor de la o marcă la alta. Când cele două componente sunt amestecate, monomerul polimerizează, iar cimentul se întărește. Proprietățile mecanice ale cimenturilor osoase întărite sunt inferioare celor ale rășinilor acrilice comerciale. O serie de factori intrinseci și extrinseci explică acest comportament. Factorii intrinseci includ compoziția monomerului și a pulberii, distribuția formelor și dimensiunilor particulelor de pulbere și, prin urmare, gradul de polimerizare, precum și raportul lichid-pulbere utilizat. Factorii extrinseci includ mediul de amestecare, temperatura, tehnica de amestecare utilizată și mediul de întărire (temperatură, presiune, suprafețe de contact etc.).

Primul hidrogel dezvoltat (cu o absorbție de apă mai mare de 30% din greutatea sa) și utilizat pentru lentilele de contact moi a fost metacrilatul de polihidroxietil (poliHEMA), a cărui formulă este — (CH_2-$CCH_2COOCFDOH_2$n-, unde gruparea OH este hidrofilă și responsabilă de hidratarea polimerului. Cu toate acestea, hidrogelurile au o permeabilitate la oxigen relativ scăzută în comparație cu siliconul.

Polimeri fluorocarbonici

Cel mai cunoscut polimer fluorocarbon este politetrafluoroetilena (PTFE), denumită în mod obișnuit Teflon. Unitatea repetitivă din acest polimer este similară cu

cea a polietilenei, cu excepția faptului că atomii de hidrogen au fost înlocuiți cu atomi de fluor: -$(CF_2 - CF_2)_n$-. Cristalinitatea sa este ridicată (peste 94%), la fel ca și greutatea moleculară și densitatea (2,2). Rezistența la tracțiune și modulul de elasticitate sunt scăzute (17–28 MPa și, respectiv, 0,5 GPa). De asemenea, are un coeficient de frecare foarte scăzut (0,1), ceea ce îl face ideal pentru suprafețele de contact. PTFE nu poate fi turnat prin injecție sau extrudat datorită vâscozității sale ridicate, deoarece nu poate fi plastifiat. Prin urmare, pentru a produce implanturi, pulberea sa trebuie sinterizată la peste 327 °C sub presiune.

Poliesterii biodegradabili

Pentru ca un polimer resorbabil să fie biocompatibil, produsele rezultate din degradarea sa trebuie să fie netoxice și, în mod ideal, metaboliți care pot fi încorporați într-unul dintre ciclurile metabolice ale organismului uman. Pe baza acestui criteriu, au fost dezvoltate sisteme derivate din hidroxiacizi (acid lactic, acid glicolic).

Acidul poliglicolic (PGA) este un poli(α-hidroxi-ester) cu formula -(CH2-COO)$_{n}$-, utilizat în principal pentru suturi resorbabile. Acidul polilactic (PLA) este, de asemenea, un poliester, cu formula -(CFUCHj-COO)n-. Prezența atomilor de carbon asimetrici în diferite poziții ale moleculei sale dă naștere la patru diastereomeri, denumiți L-, D-, Mezo- și racemic. Polimerizarea diferiților diastereomeri produce polimeri stereoregulați cu o distribuție secvențială care depinde de modul de adăugare a unităților structurale. Proprietățile lor mecanice și biodegradabilitatea depind nu numai de greutatea moleculară și de distribuția greutății moleculare, ci și de puritatea enantiomerilor. Mai exact, menținerea rezistenței mecanice a implanturilor PLA depinde direct de conținutul de stereosecvență al enantiomerului L-lactic. Una dintre aplicațiile PLA este ca dispozitive resorbabile pentru utilizare în osteosinteză pentru fixarea fracturilor osoase, cum ar fi plăcile și șuruburile.

Copolimerii PLA-PGA sunt utilizați și pentru fabricarea suturilor și pentru dozarea medicamentelor sau pentru sistemele cu eliberare controlată.

Cauciuc

Trei tipuri de cauciuc au fost utilizate în fabricarea implanturilor: silicon, cauciuc natural și cauciuc sintetic. În general, se acceptă faptul că un cauciuc are proprietatea de a putea fi întins în mod repetat la temperatura camerei până la cel puțin dublul lungimii sale inițiale și este capabil să-și recupereze puternic lungimea inițială atunci când tensiunea aplicată este îndepărtată. Capacitatea cauciucului de a fi întins se datorează structurii cis-ondulate a poliizoprenului. Capacitatea de a repeta întinderea se datorează legăturilor încrucișate dintre lanțuri. Numărul de legături încrucișate determină flexibilitatea cauciucului.

Cauciucul natural se obține din latexul *arborelui Hevea brasiliensis.* În forma sa pură, este un material compatibil cu sângele, în special dacă este reticulat prin raze X sau peroxizi organici în loc să se utilizeze vulcanizarea convențională cu sulf.

Cauciucurile sintetice au fost dezvoltate pentru a înlocui cauciucul natural. Există trei tipuri principale: SBR (copolimer stiren-butadienă), butil (copolimer izobutil-non-izopren) și neopren (policloropren).

Cauciucul siliconic este unul dintre puținii polimeri dezvoltați pentru uz medical. Se obține cu o greutate moleculară mică și o vâscozitate scăzută și poate fi reticulat pentru a crea un material cauciucat. Pot fi utilizate două tipuri diferite de vulcanizare (reticulare): vulcanizarea termică sau vulcanizarea la temperatura camerei. În fiecare caz se utilizează diferite tipuri de agenți de reticulare. Aceste cauciucuri pot utiliza pulbere de silice (SiO2) ca umplutură pentru a-și îmbunătăți proprietățile mecanice.

Termoplastice de înaltă rezistență

Recent au fost dezvoltate noi materiale polimerice care își propun să concureze cu metalele ușoare. Acești polimeri posedă proprietăți mecanice, termice și chimice excelente datorită rigidității mai mari a lanțurilor lor principale. Exemple din acest grup includ poliacetalii, care au fost utilizați pentru acetabulul articulației șoldului; polisulfonele, care au fost utilizate ca acoperire poroasă în implanturile ortopedice; și policarbonatii, ale căror aplicații includ ambalarea alimentelor și sistemele de suport cardiopulmonar.

În cele din urmă, trebuie menționat că cele trei familii de materiale descrise (metale, ceramică și polimeri) pot fi combinate pentru a crea materiale compozite prin selectarea celor mai potrivite proprietăți dintre diferitele materiale. Exemplele includ compozite cu matrice polimerică armate cu fibre de carbon pentru sisteme de obturații dentare și compozite din fibră de sticlă pentru utilizare în plăci de osteosinteză.

Rezumat

Domeniul științei și tehnologiei biomaterialelor este tânăr și s-a consolidat doar în ultimii cincisprezece până la douăzeci de ani. Prin urmare, încă nu există un set robust de reglementări privind evaluarea comportamentului biologic al biomaterialelor și nici a *comportamentului lor in vivo pe termen lung.* Această lucrare își propune să introducă conceptul de biomateriale, precum și să descrie tipurile și aplicațiile lor medicale și chirurgicale. Biomaterialele reprezintă un domeniu interdisciplinar care necesită implicarea inginerilor mecanici și de materiale, a biologilor celulari, a medicilor și chirurgilor. Caracteristica principală pe care trebuie să o posede fiecare biomaterial este acceptabilitatea biologică. În consecință, sunt analizate mai întâi conceptul de biocompatibilitate și tehnicile standard de evaluare a acesteia. În continuare, sunt descrise tipurile de materiale utilizate ca biomateriale în tehnologia medicală sau bioinginerie. În cele din urmă, sunt descrise mecanismele sau sistemele în care se aplică biomaterialele. Aceste dispozitive cuprind un spectru larg, de la suturi la proteze vasculare sau ortopedice și organe artificiale.

BIBLIOGRAFIE

Black J. Performanța biologică a materialelor, ed. a 2- a. New York: Marcel Dekker, 1992. Hench LL. Bioceramice: de la concept la practică. J Am Ceram Soc 1991; 74: 1487-1510.

De Palacios J, Hernández-Ros C, Olaguibel J, Rohde M, Fernández-Fairén M. Implantes óseos y articulares. Madrid: Norma, 1980.

Park JB, Lakes RS. Biomateriale. O introducere, a 2-a ediție. New York: Plenum Press, 1992.

Silver FH. Biomateriale, dispozitive medicale și inginerie tisulară. Londra: Chapman și Hall, 1994. Williams DF. Interacțiunea țesut-biomaterial. J Mater Sci 1987; 22: 3421-3445.

Capitolul 20

Conceptos básicos despre osteosintesis

R. Orozco Delclos și JM Sales Pérez

Definiție

Osteosinteza este procedura chirurgicală prin care fragmentele osoase sunt stabilizate folosind implanturi metalice plasate în contact direct cu osul, urmând principii biologice și mecanice. Se mai numește și „fixare internă”, spre deosebire de „fixare externă” sau osteotaxie, care se realizează cu explante sau fixatori externi.

Obiective

Scopul oricărei osteosinteze ar trebui să fie obținerea unei stabilități suficiente și durabile între fragmentele osoase pentru a permite funcționarea imediată a membrului afectat, în timp ce se formează calusul în curs de vindecare.

Aceste obiective biologice și mecanice sunt atinse prin:

1. Păstrarea circulației fragmentelor și țesuturilor moi printr-o tehnică chirurgicală meticuloasă, respectând căile de acces anatomice și manipulând cu atenție fragmentele osoase care mențin inserția musculară.
2. Reducerea anatomică a fragmentelor osoase, esențială în fracturile articulare și importantă în fracturile diafizare.
3. Performanța unui ansamblu de osteosinteză static sau dinamic, bazat pe compresie interfragmentară și axială, stabil în perioada de consolidare .
4. Funcționare activă și nedureroasă timpurie a tuturor articulațiilor din apropierea focarului pentru a evita „boala fracturii”.

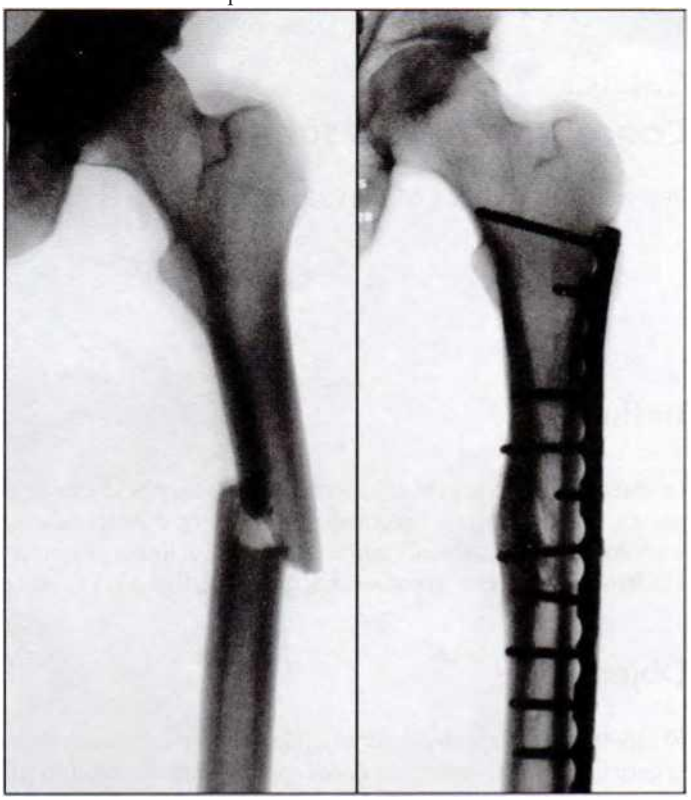
Principiile tehnicii

Tehnica chirurgicală de osteosinteză se bazează pe principii biologice și mecanice.

Principii biologice

Abordarea chirurgicală a unui os pentru reducerea unei fracturi, tratarea unei pseudoartroze sau fixarea unei osteotomii necesită inevitabil disecția țesuturilor moi.

Figura 20-1. Fractură diafizară a femurului tratată cu o placă de titan cu contact redus. Al șaselea șurub asigură compresie interfragmentară. Se pot observa punctele de contact dintre placă și os. Indicația generală pentru acest tip de fractură este cuiul intramedular.



În descrierea obiectivelor evidențiem ca fiind esențială păstrarea vascularizației , ne referim, pe de o parte, la un set de aspecte comune oricărei intervenții chirurgicale, cum ar fi respectarea strictă a căilor de abord anatomice și absența lacerării țesuturilor sănătoase.

Pe de altă parte, există aspecte specifice legate de os. Vindecarea fracturilor multifragmentare depinde de viabilitatea fragmentelor, motiv pentru care acestea trebuie mișcate cu extremă precauție în timpul manevrelor de reducere. Manevrele de tracțiune controlată sunt utile în acest scop, fie manual, fie folosind distractori aplicați direct pe fragmentele mari proximale și distale. Mesele ortopedice cu instrumente de tracțiune sunt esențiale în unele cazuri. Aceste manevre ajută la gruparea și alinierea fragmentelor, la corectarea rotațiilor și, în consecință, la aducerea fragmentelor într-o poziție aproximativă (reducere indirectă), ceea ce facilitează manipulările instrumentale directe, adesea esențiale pentru realizarea reducerii anatomice.

În prezent, în cadrul acestui aspect al conservării vascularizației, unele tipuri de implanturi ies în evidență deoarece caracteristicile lor afectează mai puțin circulația periostală și endostală a osului. Există plăci care au o suprafață de contact cu osul sub formă de punți, astfel încât doar bonturile plăcii intră în contact cu osul *(contact redus),* conservând zonele periostale vascularizate. Spre deosebire de plăcile clasice din oțel, plăcile cu contact redus sunt realizate din titan, un metal mai elastic care oferă avantaje biologice, dar și unele dezavantaje mecanice dacă nu este utilizat cu precizie (Fig. 20-1).

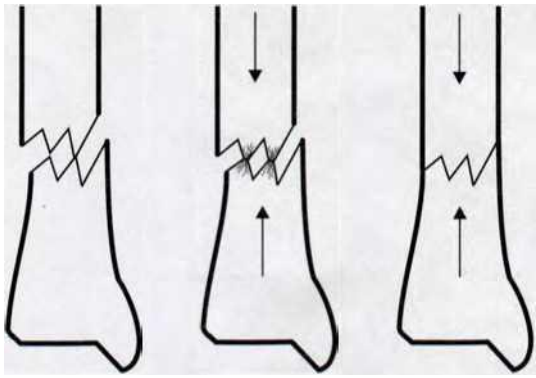


Figura 20-2. Într-o fractură neredusă, există un contact minim între fragmente. Dacă sunt comprimate, pot apărea fracturi asociate. O fractură redusă și comprimată oferă o suprafață de contact maximă, frecare maximă și stabilitate maximă.

Apariția modernă a cuielor intramedulare ușor de inserat, nealergate, reprezintă încă o încercare de a păstra vascularizația intramedulară cu orice preț, un obiectiv imposibil în ceea ce privește artera centromedulară. Mulți ani de experiență în alezare demonstrează că necroza endostală cauzată de alezarea lentă și rezonabilă se regenerează foarte rapid. Utilizarea cuielor nealergate nu ar fi pusă la îndoială dacă alezarea nu ar permite inserarea unui cui mai gros, cu o suprafață de contact mai mare de-a lungul canalului medular, oferind astfel o stabilitate mai mare, esențială pentru apariția modelului biologic de formare a calusului.

Toate avantajele conservării vascularizației se pierd dacă stabilizarea mecanică este insuficientă; prin urmare, abilitatea chirurgicală constă în combinarea ambelor principii în mod corespunzător, adică într-un mod echilibrat. În orice osteosinteză, există o axiomă valabilă: „cel mai ușor nu este întotdeauna cel mai bun". Nici cel mai bun nu este neapărat cel mai rapid, cea mai apropiată aproximare sau cel mai ieftin sau cel mai puțin costisitor, ceea ce face aluzie clară la cuiele intramedulare.

Principii mecanice

Reducerea anatomică a fragmentelor, declarată ca obiectiv al tehnicii, nu este nici o realizare chirurgicală, nici măcar o cerință socială. Capetele de fractură perfect reduse oferă suprafața de contact maximă posibilă. Dacă această suprafață este comprimată, stabilitatea care depinde de osul în sine va fi maximizată. Dacă fragmentele nereduse sunt comprimate, pot apărea fracturi suplimentare și, în orice caz, stabilitatea va fi proporțională cu suprafața redusă. Per total, reducerea anatomică și comprimată a fragmentelor vascularizate protejate de un implant de osteosinteză reprezintă cea mai „biologică" osteosinteză posibilă, deoarece facilitează funcția imediată și asigură consolidarea (Fig. 20-2).

Metode de osteosinteză

Pentru a obține o stabilitate imediată și de durată sub compresie, se utilizează diverse implanturi, singure sau în combinație. Fiecare implant trebuie să îndeplinească o funcție predeterminată .

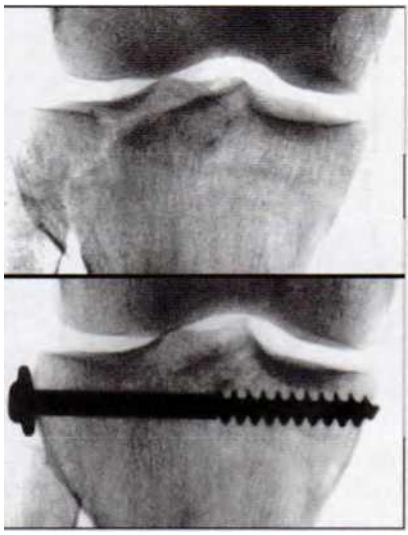


Figura 20-3. Fractura de meseta tibial con hundimiento del platillo externo. Reducción anatómica y fijación por tornillo de esponjosa con efecto de compresión interfragmentaria.

Șuruburi corticale și spongioase

Funcția lor principală este de a comprima două fragmente. Pentru ca acestea să exercite tracțiune de la un fragment la altul, pasul filetului trebuie să se angajeze doar într-un fragment, cel opus punctului de inserție al șurubului. Dacă se utilizează un șurub cortical cu filetare completă, orificiul său de intrare în prima corticală trebuie lărgit astfel încât să se angajeze doar în a doua. Șuruburile spongioase cu filetare distală trebuie poziționate astfel încât întregul pas al filetului să fie situat în osul spongios contralateral, deoarece dacă o parte a filetului ocupă ambele fragmente, compresia este imposibilă (Fig. 20-3).

Utilizarea șuruburilor pentru fixarea plăcii la os nu necesită lărgirea orificiului de intrare. Cu toate acestea, acestea pot provoca compresie interfragmentară la trecerea prin unul dintre orificiile plăcii, dacă trecerea lor prin prima corticală este lărgită.

Plăci drepte

Acestea sunt utilizate ca implanturi de protecție împotriva compresiei exercitate de șuruburile de tracțiune. Atunci când sunt turnate folosind o tehnică specifică și cu șuruburile introduse corect prin găurile lor, placa oferă un efect suplimentar de compresie axială.

În femur și tibie, trebuie utilizate întotdeauna șuruburi de compresie interfragmentară , rezervând efectul plăcii pentru protecția sau neutralizarea solicitărilor care acționează asupra zonei comprimate (Fig. 20-4). La nivelul extremității superioare, este recomandabil să se utilizeze același principiu, dar dacă acest lucru nu este posibil, o placă tensionată pentru compresie axială poate oferi o stabilitate suficientă pentru funcționare (placă cu efect de susținere).

Orice placă dreaptă trebuie modelată pentru a se potrivi precis pe suprafețele curbate și, în unele cazuri, răsucită pentru a se adapta profilului osului cortical (tibiei). Acest aspect mecanic este fundamental deoarece, dacă nu este respectat, înșurubarea cu

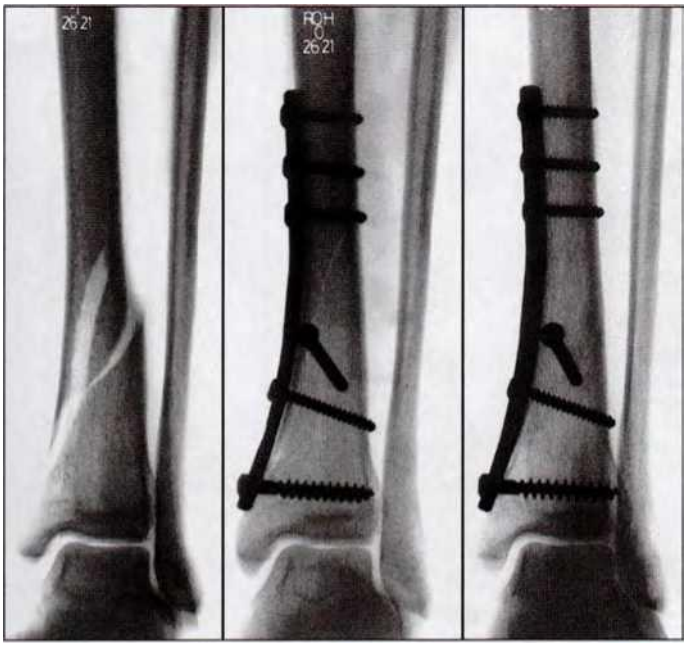


Figura 20-4. Fractură spirală a tibiei. Reducere anatomică. Compresie interfragmentară prin șurub. Placa, perfect modelată în toate planurile, acționează ca protecție împotriva efectului de compresie interfragmentară cauzat de șurubul de tracțiune. Osteosinteza statică.

Când placa este strânsă, are loc deplasarea fracturii. Osul „se duce spre placă". Niciun os nu este drept, dar placa este. În plus, uneori va fi necesar să se modeleze placa la o curbură mai mare decât cea anatomică a osului, astfel încât, atunci când este tensionată, să forțeze contactul cu cortexul opus (Fig. 20-5).

Tehnica aplicării plăcilor este o adevărată artă care oferă rezultate strălucite. Toate criticile pe care le-au primit și le vor primi plăcile provin din tehnica deficitară cu care au fost utilizate. Cu o turnare perfectă, „placa merge la os și osul la placă", tensiunile sunt distribuite, iar osul joacă un rol primordial în propria stabilitate. Plăcile se rup din cauza oboselii sau se dislocă atunci când absorb cea mai mare parte a încărcării, funcție care ar trebui îndeplinită în primul rând de osul însuși.

Plăci înclinate

Aceste implanturi sunt utilizate pentru a fixa fracturi, osteotomii și neconsolidări în regiunile metafizare ale femurului. Ele constau dintr-o placă care se îndoaie într-un segment, urmată de un insert în formă de U pentru o ancorare mai bună în osul spongios. Placa perforată, pentru fixarea șuruburilor, este utilizată conform acelorași principii ca și placa dreaptă. Insertul necesită o poziționare foarte precisă pentru ca implantul să își îndeplinească funcția prevăzută.

Există două tipuri principale de plăci unghiulare. Cele care formează un unghi de 95°, cunoscute sub numele de plăci „condilare", deoarece reproduc unghiul condililor femurali cu diafiza lor, și plăci de 130°, care reproduc unghiul cervicodiafizar. Funcțiile lor biomecanice sunt diferite. Cu placa de 95° se poate realiza compresia statică interfragmentară, în timp ce placa de 130° este paradigma osteosintezei dinamice (fig. 20-6 și 20-7).

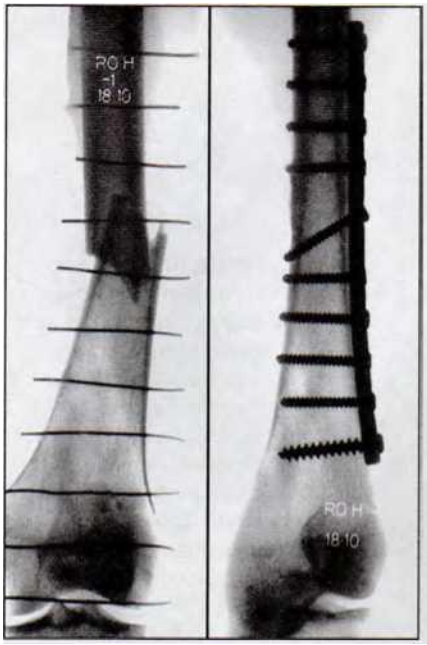


Figura 20-5. Fractura diafisaria del fémur. Compresión interfragmentaria de la fractura por un tornillo de tracción oblicuo, a través de la placa. La placa actúa como protección del efecto del tornillo, el cual representa el implante principal. Osteosintesis estática.

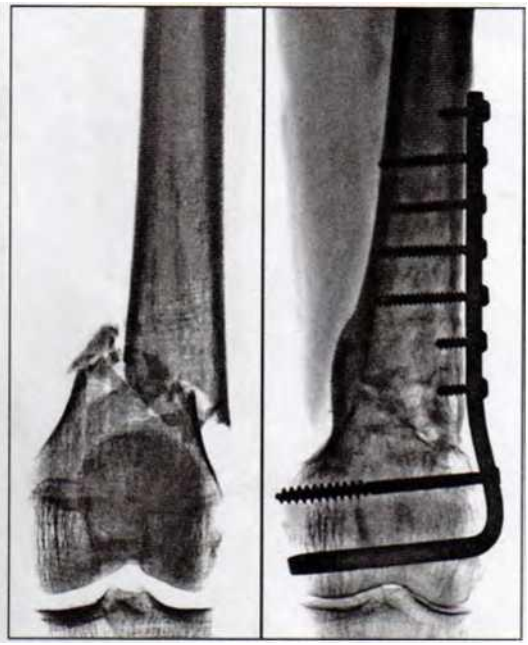


Figura 20-6. Fractura supracondílea del fémur. Reducción anatómica. Fijación por placa de 95° tensada y aporte de injerto óseo. Osteosintesis estática.

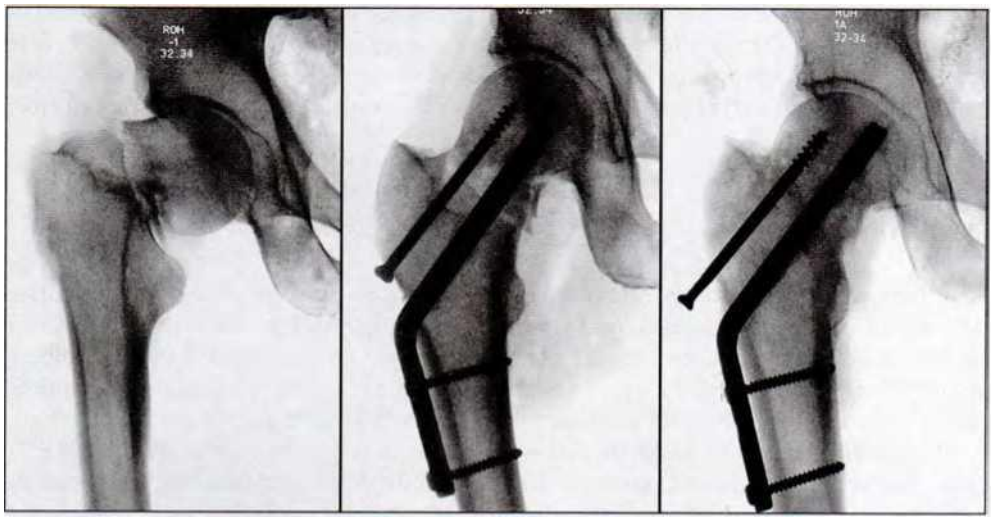


Figura 20-7. Fractură de col femural. Reducere anatomică și fixare cu placă la 130°. Se observă încadrarea progresivă a ambelor fragmente, penetrarea plăcii în capul femural și ejecția laterală a șurubului. Osteosinteză dinamică.

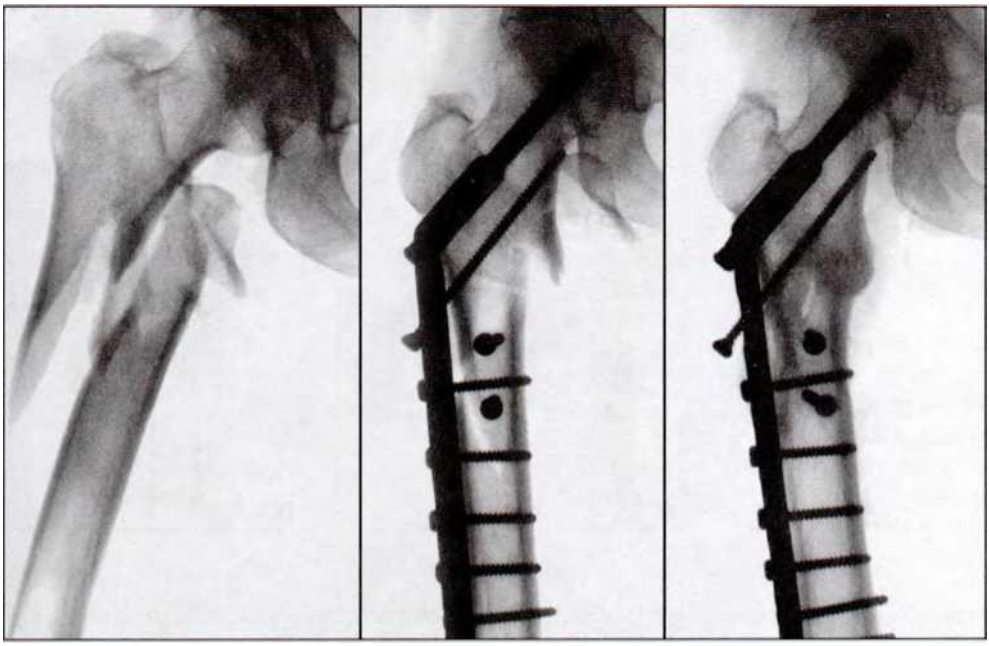


Figura 20-8. Fractură a regiunii subtrohanteriene a femurului. Osteosinteză cu DHS. Se poate observa cum compresia dinamică determină expulzarea laterală a șuruburilor care nu penetrează capul femural.

În practică, placa de 130° a fost în mare parte înlocuită de plăci cu șurub de compresie dinamică (DHS) , care facilitează acest tip de compresie în fracturile femurului proximal (Fig. 20-8). Acest implant nu are legătură cu placa cu șurub de compresie de 95° (DCS), a cărei funcție este pur de susținere și statică. Plăcile cu șurub glisante oferă avantajul orientării ușoare a șuruburilor folosind știfturi a căror poziție poate fi vizualizată cu radiografii. Dezavantajele acestora includ dimensiunea și rigiditatea mai mari.

Unghii intramedulare

Acestea sunt fixatori intramedulari care conduc forțe. Nu exercită compresie, ci transmit forțe portante de-a lungul axei pe care o reprezintă. Aceste forțe, de origine musculară sau datorate susținerii greutății asupra membrului, sunt cele care produc compresie interfragmentară în direcție axială. Prin urmare, sunt dispozitive dinamice de osteosinteză. Funcția lor este foarte utilă în cazul fracturilor liniare transversale sau oblice, dar este insuficientă în cazul fracturilor complexe sau multifragmentare, deoarece compresia promovează colapsul fragmentului cu scurtarea consecventă. În plus, cuiul nu este capabil să stabilizeze fracturile situate dincolo de lărgirea în formă de trompetă oferită de anatomia oaselor lungi (Fig. 20-9).

Din motivele expuse, în ultimii ani s-a dezvoltat tehnologia cuiului blocat. Acestea sunt cuie intramedulare cu orificii transversale în zonele lor proximale și distale. Prin aceste orificii pot fi trecute șuruburi perpendiculare pe ax, funcția lor fiind de a...

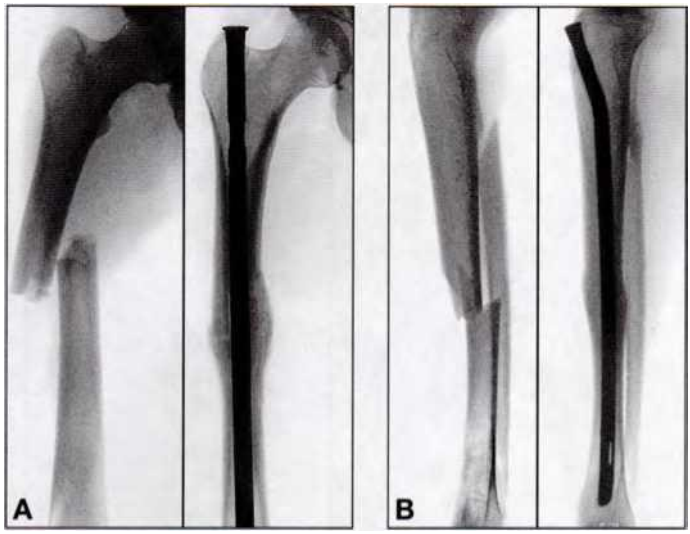


Figura 20-9. Fractura de la diálisis del fémur (A) y de la tibia (B). Enclavado intramedular fresado. Osteosíntesis dinámica.

Șurubul blochează rotațiile și previne colapsul locului fracturii, care rămâne suspendat între - șuruburi și aliniat de cui. Deși tehnica pare logică și ușoară, în practică prezintă numeroase complicații secundare dacă indicația nu este urmată cu precizie.

Din cele de mai sus, rezultă că compresia promovează stabilitatea: cuiul dublu blocat blochează compresia și poate provoca consolidare întârziată și pseudoartroză. Termenul „dinamizare" descrie cu precizie actul de scoatere a șuruburilor de la un capăt, astfel încât cuiul să își poată îndeplini funcția de bază de osteosinteză dinamică. Frecvent, solicitările funcționale timpurii, care justifică și reprezintă obiectivul principal al oricărei osteosinteze, determină ruperea șuruburilor de blocare din cauza forfecării, moment în care fractura este comprimată sau colapsată. Atunci are loc consolidarea. În indicații adecvate (unii pacienți cu fracturi multiple) și cu o tehnică perfectă (ca în cazul oricărui tip de osteosinteză), acest tip de fixare cu cui este eficient.

Fire

Firele sunt implanturi cu rezistență foarte mică la toate solicitările, cu excepția tensiunii. Din acest motiv, sunt utilizate în general susținute de fire Kirschner, acționând ca o clemă și, prin urmare, poziționate pe partea întinsă a osului. În acest fel, atunci când osul este supus la stres, firul crește tensiunea și comprimă și mai mult fractura. Dacă acest efect secundar nu este obținut, clema este ineficientă și probabil se va rupe. Indicația lor principală este în fracturile de patelară și olecran, precum și în avulsiile apofizare (Fig. 20-10).

Combinații de principii

Arta osteosintezei constă în combinarea cât mai puținelor implanturi posibile pentru a maximiza efectele lor mecanice și a obține o stabilitate imediată mai bună.

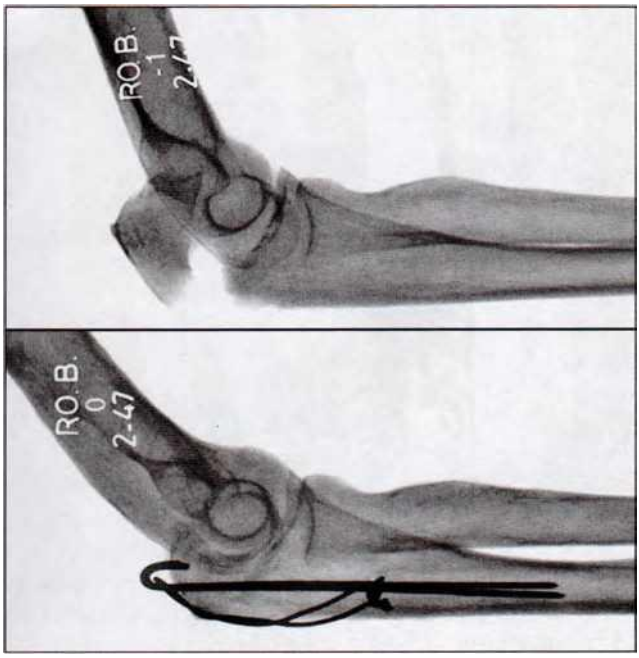


Figura 20-10. Fractura de olécranon. Indicación principal del cerclaje alámbrico apoyado en agujas para conseguir un efecto de obenque. Osteosintesis dinámica.

Compresia interfragmentară, fie statică, fie dinamică, este obiectivul care trebuie atins . Suspendarea între șuruburi blocate este considerată o tehnică alternativă. Cu toate acestea, toate resursele disponibile trebuie luate în considerare înainte de începerea intervenției. Aplicarea simultană a diferitelor principii biomecanice permite combinații extrem de eficiente.

Orice procedură chirurgicală care implică osteosinteză trebuie planificată în avans . Aceasta implică crearea unui calc pe hârtie a fracturii sau osteotomiei planificate , suprapunerea copiilor pe hârtie transparentă, efectuarea reducerii și plasarea implanturilor. În timpul procedurii, etapele planificate în prealabil sunt efectuate folosind echipamentul desemnat, rezultând o precizie și o viteză mai mare.

Tehnicile de osteotaxie (fixare externă) pot fi combinate cu tehnicile de osteosinteză (fixare internă) (Fig. 20-11). Acestea sunt indicate în mod optim pentru fracturile deschise . Principiile compresiei interfragmentare sunt combinate cu compresia axială ori de câte ori este posibil . Efectele de neutralizare și susținere sunt întotdeauna asociate, iar conceptele de osteosinteză dinamică și statică pot fi combinate. Fixarea externă nu oferă niciodată stabilitatea fixării interne, deoarece barele de fixare (explantele) sunt poziționate departe de axa osoasă. Din acest motiv, este de obicei un sistem temporar care este înlocuit cu osteosinteză odată ce rănile s-au vindecat.

Biologia calusului osos

se desfășoară procesul de vindecare a fracturilor , dar doar o parte din „ de ce”. Știm că atunci când o fractură este imobilizată prin orice mijloace, chirurgicale sau de altă natură, se vindecă prin formarea de calus. În plus, dacă fractura este suficient deplasată prin scurtare, angulare și rotație, în cele din urmă va...

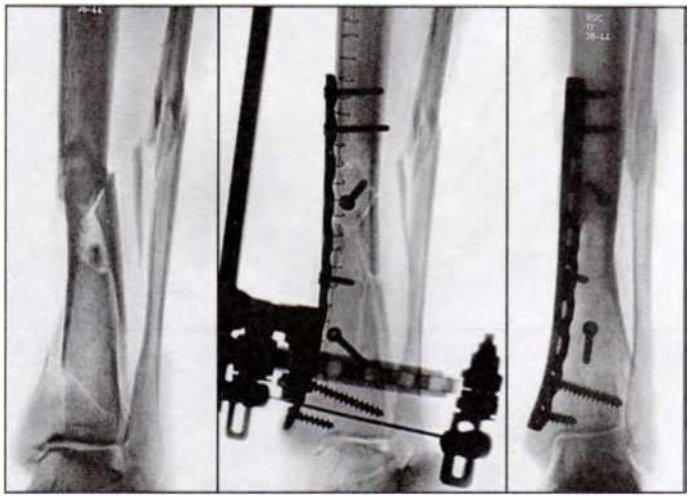


Figura 20-11. Fractura abierta y polifragmentaria de tibia. Combinación de fijación interna y externa.

Pentru ca solicitările asupra mușchilor agoniști și antagoniști să fie neutralizate și, prin urmare, fractura să fie în repaus mecanic, se produce o consolidare vicioasă, dar cu caracteristicile tipice ale unui calus voluminos și solid în curs de vindecare. Așa se întâmplă la animalele patrupede: acestea ridică membrul fracturat pentru a evita să pună greutate pe el, fractura se deplasează natural și, în această stare, așteaptă vindecarea, care va avea loc cu siguranță.

Când apare o fractură, pe lângă os, sunt afectate și periostul și endostul, vasele de sânge, fibrele musculare etc. În consecință, hematomul rezultat conține celule de diverse origini. Când fractura este imobilizată „suficient" prin orice metodă, toate celulele devin pluripotente printr-un proces metamorfic îndreptat spre formarea de țesut fibros și cartilaginos, care ulterior se calcifică și contribuie la imobilizarea locului fracturii. Acest țesut se revascularizează apoi și, în aceste condiții, se transformă în țesut osos trabeculat. Ulterior, stresul mecanic asupra osului va determina reorientarea trabeculelor în direcția cea mai potrivită din punct de vedere mecanic. Rezultatul este un calus de dimensiuni mari, vizibil pe radiografie.

Procesul diferă atunci când fractura este tratată prin osteosinteză. Aceasta necesită o reducere anatomică cu o abordare chirurgicală, adesea deschisă. Aceasta implică evacuarea hematomului și retensionarea structurilor musculotendinoase care tind să deplaseze fractura. Osteosinteza neutralizează aceste forțe mai puternic și mai continuu decât orice altă procedură terapeutică (gipsuri, atele, tracțiuni, fixatori externi). Rezultatul biologic al procesului este formarea unui calus complet diferit de cel descris anterior. Bonturile vasculare ale osteonilor avansează și traversează direct de la un fragment la altul, creând os direct. Fibrocartilajul nu se formează în niciun punct. Acest tip de vindecare se numește angiogenică, haversiană, directă sau *per primam.* Manifestarea sa radiologică este un calus invizibil pe radiografie, deoarece nu există implicare periostală și nici nu există implicarea hematomului fracturii (Fig. 20-12).

Obținerea de calus *per primam* nu este un obiectiv al osteosintezei, ci o realitate biologică condiționată de stabilitatea mecanică. Un calus nu este mai bun decât altul. În procesul clasic de consolidare, doar calusul în evoluție progresivă oferă fracturii stabilitatea necesară formării sale. În osteosinteză, im-

Figura 20-12. Fractura de tibia reducida anatómicamente. Seis semanas después las osteonas transcurren directamente a través del foco en un proceso de curación directa *per primam.*

Osul menține imobilizarea (sutura osoasă) în timp ce osul se vindecă direct. Dacă osteosinteza nu este suficient de stabilă, apare un „calus tulbure", care iese din linia de fractură și care, la rândul său, se mărește din cauza resorbției. Acesta este un semn de avertizare care indică necesitatea unei imobilizări mai mari a locului fracturii: gips suplimentar, restricții de susținere a greutății, atele sau reintervenție chirurgicală pentru a reconstrui o osteosinteză cu adevărat stabilă.

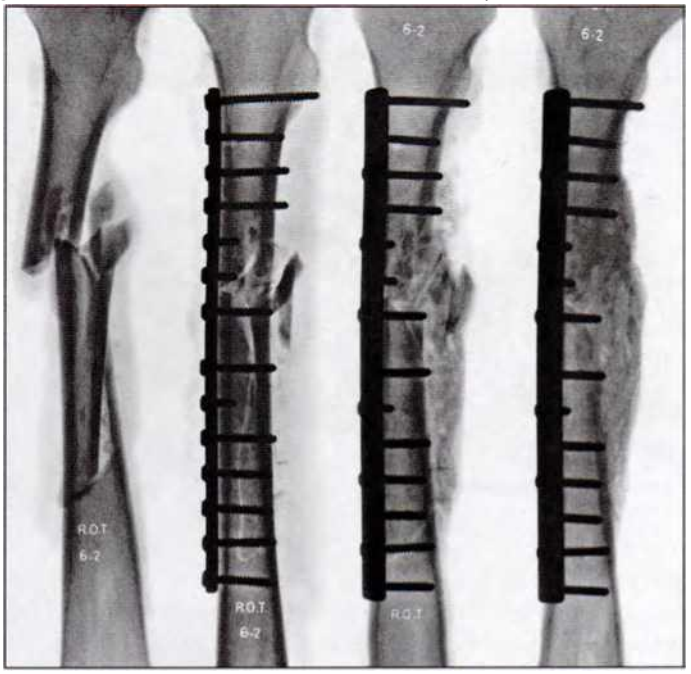
Osteosinteză biologică

În ultimii ani, termenul „osteosinteză biologică" a fost frecvent utilizat, referindu-se adesea la ansambluri de osteosinteză folosind puține șuruburi sau cuie subțiri. Acest termen, destul de vechi, duce la multă confuzie și constituie o eroare conceptuală semnificativă. De fapt, autorii moderni, membri ai grupului AO, care au reînviat termenul, îl rezervă fracturilor multifragmentare din dializa femurală.

Cuvântul „biologic" este seducător și, în interpretarea sa obișnuită, le face jocul celor care se opun tehnicilor de osteosinteză. În realitate, respectul pentru biologia osoasă a fost un obiectiv încă de la apariția tehnicii (1950), când a fost propusă de Maurice E. Müller și grupul AO. Scopul biologic al osteosintezei este vindecarea fracturilor, care se realizează prin conservarea vascularizației fragmentelor și asigurarea acestora cu stabilitatea necesară și suficientă pentru ca hematomul în curs de dezvoltare să se mineralizeze și să fie revascularizat sau pentru ca să aibă loc consolidarea directă .

Utilizarea nediscriminatorie a materialelor implantare poate duce la instabilitate sau poate limita eficacitatea procedurii, provocând inevitabil întârzierea consolidării și pseudoartroză. Un exces de implanturi este inutil sau, sincer, dăunător, deoarece crește rigiditatea unui segment osos, provocând *protecție la stres* sau pur și simplu pentru că distruge masa osoasă. Prin urmare, o tehnică „biologică" nu trebuie înțeleasă ca una care utilizează puține implanturi, ci ca una care oferă o stabilitate suficientă, necesară și continuă pentru a realiza consolidarea.

Figura 20-13. Fractură multifragmentară a femurului. Pierdere relativă de substanță a cortexului intern. Grefă osoasă spongioasă autologă. Calusul rezultat are o masă osoasă mai mare decât cea a grefei (efect inductiv).



Grefă osoasă

S-a observat că reducerea anatomică este importantă atât din punct de vedere mecanic, cât și biologic . În fracturile în care are loc pierdere osoasă sau în care sunt prezente fragmente devascularizate și, prin urmare, lipsite de potențial biologic, trebuie luată în considerare necesitatea înlocuirii acestora cu grefă osoasă spongioasă autologă.

În general, grefa se obține din creasta iliacă în fragmente de 1-1,5 cm. Aceste fragmente își mențin capacitatea vitală completă a celulelor lor și contribuie, de asemenea, cu un potențial osteogenic semnificativ, astfel încât, odată încorporate în fractură, masa osoasă finală rezultată este mai mare decât cea a grefei în sine. Procesul de încorporare în patul receptor are loc în decurs de șase săptămâni, iar grefa oferă deja o anumită funcție mecanică (de susținere) care contribuie la funcția sa de implant de osteosinteză. Potențialul său biologic, care nu este pe deplin înțeles, induce formarea de masă osoasă nouă și, prin urmare, calusul rezultat va fi voluminos. Cu toate acestea, încă o dată, stabilitatea mecanică determină procesul biologic, deoarece dacă ansamblul nu este suficient de stabil, grefa se va resoarbe în loc să se încorporeze (Fig. 20-13).

Grefa osoasă trebuie considerată un implant biologic, componentă esențială a oricărei osteosinteze care implică pierdere osoasă sau pseudoartroză, în special a celor de tip hipovascular sau atrofic. În fracturile corticale, aceasta trebuie plasată pe partea contralaterală plăcii. În fracturile articulare (de exemplu, platoul tibial), aceasta trebuie să înlocuiască pierderea osoasă relativă suferită de osul spongios zdrobit. Experiența clinică a demonstrat că orice fractură diafizară a femurului (inclusiv fracturile transversale) tratată cu placă, chiar dacă osteosinteza este perfectă din punct de vedere tehnic, trebuie susținută cu grefă osoasă autologă. În caz contrar, se acceptă un risc ridicat de fractură a plăcii din cauza oboselii între a patra și a cincea lună după osteosinteză.

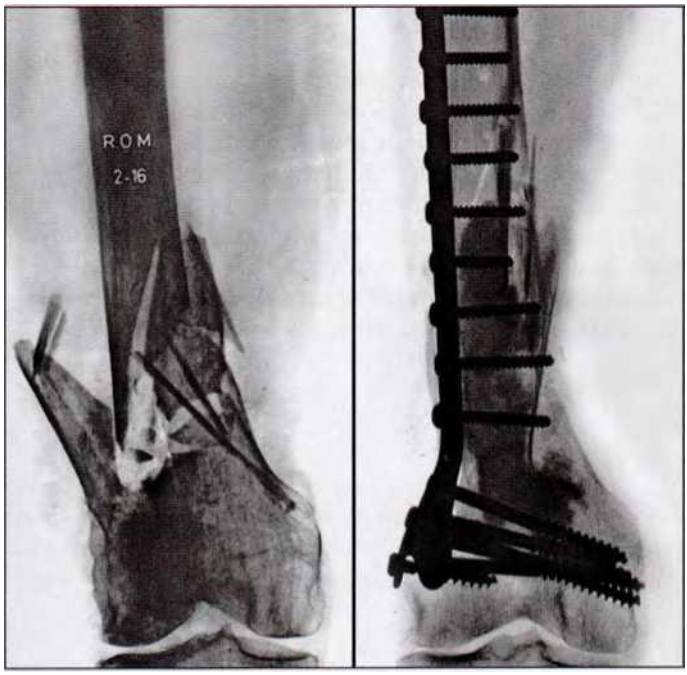


Figura 20-14. Fractura supracondílea polifragmentaria de un anciano muy osteoporótico. Combinación de osteosíntesis con cemento para asegurar la estabilidad.

Tehnica de decorticare este o altă posibilitate pentru stimularea formării de os nou. Cel mai mare beneficiu al acesteia se obține atunci când este combinată cu grefa osoasă autologă.

Ciment

Pierderea osoasă în oasele cu osteoporoză accentuată, cum ar fi fracturile la vârstnici, trebuie tratată la fel ca în cazul persoanelor mai tinere sau mai în vârstă. Cu toate acestea, în multe cazuri, pe lângă pierderea reală sau relativă reprezentată de compresia trabeculară, există o dificultate reală, sau chiar o imposibilitate, ca șuruburile să prindă osul cortical sau spongios poros.

În aceste circumstanțe, este important să ne amintim încă o dată că obținerea unei stabilități durabile este esențială. Soluția constă în utilizarea cimentului acrilic, de preferință amestecat cu un antibiotic. Trebuie menționat că, dacă cimentul este plasat între liniile de fractură, acesta va împiedica consolidarea. Prin urmare, trebuie respectată o tehnică strictă, bazată pe o indicație bine gândită, ca procedură de salvare (Fig. 20-14).

Înlocuitori de grefă

Nu există niciun produs care să poată înlocui în mod avantajos capacitatea biologică de formare a osului a grefelor autologe. Osul liofilizat este util pentru înlocuirea maselor osoase pierdute , dar este poros, în special atunci când este amestecat cu grefe autologe. Proteinele morfogenetice și cimenturile de hidroxiapatită sunt testate în prezent ca înlocuitori, iar rezultatele lor vor trebui evaluate în timp.

Reabilitare

Scopul principal al osteosintezei este de a obține o recuperare funcțională timpurie în timp ce se formează calusul în curs de vindecare. Stabilitatea asigurată de osteosinteză este motivul absenței durerii, permițând mobilizarea imediată și „spontană" a membrului. Subliniem că mobilizarea trebuie să fie activă din partea pacientului. Fizioterapia, ca suport extern, nu este o consecință inevitabilă, ci dimpotrivă. Atunci când este necesar, aceasta trebuie să fie blândă, fără a pune stres excesiv asupra osteosintezei și, în orice caz, promovând doar mișcările active. Sfatul chirurgului care a efectuat procedura este esențial, la fel ca și calificarea tehnică a fizioterapeutului , care, în mod ideal, ar trebui să fie prezent în timpul procedurii chirurgicale.

Sport

Odată ce fractura s-a vindecat, pacientul poate relua activitatea sportivă chiar și fără a îndepărta implanturile. La tineri, se recomandă îndepărtarea accesoriilor de fixare de la membrul inferior la 18 luni după operație. După îndepărtare, nu trebuie practicate activități sportive, în special schi, timp de 2 până la 3 luni.

Rezumat

Tehnica chirurgicală necesită un respect strict pentru țesuturi și ansambluri stabile și durabile , care să permită o funcție activă timpurie.

Fracturile articulare necesită reducere anatomică și mobilizare precoce, așadar toate pot beneficia de osteosinteză. Aproape toate fracturile diafizare pot beneficia de osteosinteză dacă scopul este de a le reduce anatomic și de a promova funcția precoce.

Pentru ca osteosinteza să fie adecvată, sunt necesare următoarele: pregătirea științifică și tehnică a chirurgului, o planificare preoperatorie meticuloasă, disponibilitatea tuturor instrumentelor și implanturilor necesare și condiții aseptice riguroase în spital. Eșecurile și erorile majore în tratamentul chirurgical al fracturilor și pseudoartrozei se datorează subestimării oricăruia dintre aceste trei aspecte.

LITERATURĂ

Heim U, Pfeiffer KM. Fixarea internă a fracturilor mici, ediția a 3-a . Berlin: Springer, 1988.
Mast J, Jakob R, Ganz R. Tehnica de planificare și reducere în chirurgia fracturilor. Berlin: Springer, 1989.
Miiller ME, Allgõwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual de fixare internă. Ediția a 3-a. New York: Springer, 1991.
Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. Clasificarea cuprinzătoare a fracturilor oaselor lungi. Berlin: Springer, 1990.
Orozco R, Sales JM, Videla M. Atlasul fixării interne. Berlin: Springer, 2000.
Orozco R, Sales JM, Videla M. Atlas de osteosinteză. Fracturi ale oaselor lungi. Barcelona: Masson, 1998. Orozco R. Erori în osteosinteză. Barcelona: Masson, 1993.
Orozco R. Tehnici moderne aseptice în chirurgie. Barcelona: Científico-Médica, 1981.
Orozco R. Osteosinteza diafizară. Tehnica AO. Barcelona: Científico-Médica, 1973.

Capitolul 21

Biomecanica fixării externe în patologia locomotorie: concepte de bază

JM Salo Orfila

Introducere

Tratamentul leziunilor musculo-scheletice necesită astăzi o cantitate mare și o calitate înaltă a resurselor tehnice. Progresele recente în această specialitate au oferit chirurgilor ortopezi numeroase opțiuni terapeutice, ducând la rate de succes din ce în ce mai remarcabile.

Acest progres incontestabil a cerut și continuă să ceară profesionistului un volum vast de cunoștințe care se încadrează și în alte domenii ale științei.

Fixarea externă (FE) este în prezent o metodă utilă și acceptată pentru tratarea fracturilor, în special a celor care implică leziuni ale țesuturilor moi, la pacienții politraumatizați și în cazurile de infecție sau pierdere de țesut. De asemenea, este esențială pentru efectuarea diverselor proceduri ortopedice, în special alungirea segmentară.

Pentru a optimiza performanța acestei metode terapeutice, este necesară cunoașterea unor concepte de bază despre comportamentul mecanic al dispozitivelor pe care piața le pune la dispoziția profesionistului, ceea ce are o semnificație practică de primă amploare și pe care, prin urmare, fiecare chirurg ortoped trebuie să le cunoască.

Fixatorul extern este un instrument relativ nou. Cele mai vechi modele cunoscute datează de la sfârșitul secolului al XIX-lea și începutul secolului al XX-lea. Malgaigne (1853) și Lambotto (1907) au documentat primele lor fixatoare. Cu toate acestea, primul studiu și design bazat științific sunt atribuite omului de știință elvețian Raoul Hoffmann, care a standardizat metoda, numind-o osteotaxie, și a fabricat un set de componente adaptabile pentru a construi toate tipurile de ansambluri. Ulterior, Anderson (1934), Charnley (1948), Judet (1956), Vidal (1968), Lazo (1986), Ilizarov (1987), Monticelli (1989) și mulți alții au acumulat o vastă experiență în diversele utilizări ale fixării externe , oferindu-ne astăzi o bază solidă de cunoștințe pentru a o utiliza cu cea mai mare garanție posibilă de succes.

Totuși, nu trebuie să uităm că osul se comportă ca un material anizotrop (care are proprietăți fizice diferite în direcții diferite) și, în același timp, este vâscoelastic (proprietățile sale se modifică în funcție de sarcina la care este supus).

Prin urmare, cu scopul de a găsi materialul și designul optim, elementul finit (FE) a făcut obiectul unor studii biomecanice aprofundate în ultimii ani, în care, așa cum se explică pe parcursul acestui capitol, comportamentul diferiților fixatori, rigiditatea și stabilitatea acestora au fost analizate cu atenție în funcție de designul, materialele, dispunerea diferitelor ansambluri, numărul de cuie, caracteristicile lor fizice și...

tehnica implantării [Chao (1981), Behrens (1988), Kummer (1991), Caja (1994), Gil Mur (1995) etc.].

Cerințe mecanice ale fixării externe

Înțelegem prin FE acele proceduri de osteosinteză care au suportul principal în afara pielii și care sunt conectate la os prin intermediul unor suporturi - ace, cuie etc. - care trec prin piele.

Pentru toate tipurile de elemente de fixare, există două caracteristici considerate fundamentale și care sunt legate între ele: stabilitatea și rigiditatea.

Stabilitatea este capacitatea fixativului de a-și menține proprietățile mecanice pe tot parcursul tratamentului. Rigiditatea este răspunsul fixativului la solicitările și forțele la care este supus.

Prin urmare, obiectivul oricărui fixator va fi de a obține o structură stabilă și rigidă pentru acele forțe care pot acționa dăunător asupra osului.

În ciuda dificultăților implicate în sistematizarea unei metode utilizate pe material biologic și, prin urmare, supusă unor variabile multiple, multe dintre ele foarte dificil de cuantificat, analiza biomecanică a fixării externe trebuie efectuată pe baza unor studii care combină analize strict metalurgice cu evaluarea corespunzătoare de către clinician.

Din punct de vedere didactic, vom împărți studiul biomecanic al fixării externe în trei secțiuni diferite: caracteristicile și designul diferitelor părți care alcătuiesc un dispozitiv de fixare externă, modul în care acesta se introduce în os și posibilele combinații și asamblări care se pot realiza cu acestea.

Caracteristicile și designul componentelor de fixare

Fiecare fixativ este compus din trei părți:

1. Cuiele, acele, știfturile sau „știfturile”: piese care sunt ancorate de os și de fixator.
2. Conexiunile: sistemul de fixare dintre cuie și corpul elementului de fixare.
3. Corpul elementului de fixare sau al suportului: au formă liniară sau circulară, rigide sau articulate.

Cuie, jetoane, ace sau „ace”

Prin introducerea cuielor în os, se urmărește obținerea unei stabilități maxime, provocând în același timp leziuni minime ale țesuturilor și realizând o legătură între unghie și schelet.

Integritatea interfeței os-cui este punctul critic al sistemului. Cuiele tind să se slăbească, ducând la eșecul fixării, în special cele plasate în zonele metafizare. Prin urmare, trebuie selectate cuiele care îndeplinesc cele mai potrivite condiții pentru inserția în os.

Trebuie să distingem între cuie, ale căror caracteristici mecanice depind exclusiv de rigiditatea și metalurgia lor, și sistemele care utilizează ace tensionate, deoarece comportamentul lor este foarte diferit și depinde de alți factori. Analiza sârmei tensionate este discutată într-o altă secțiune.

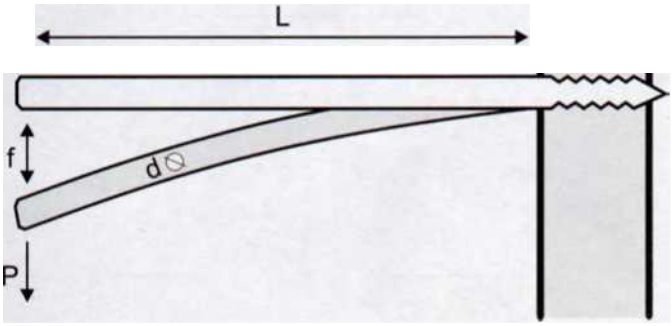


Figura 21-1.
La deformación del clavo sometido a carga se calcula según esta fórmula en la que 1 es el momento de inercia y E es el módulo de Young.

Odată introdus în os, cuiul este supus la multiple solicitări de îndoire, tensiune și torsiune.

poate fi cauzată în implant se calculează conform formulei din figura 21-1: în care numărătorul arată greutatea și distanța cuiului până la fixare , iar numitorul arată modulul lui Young E și momentul de inerție I care este legat de diametrul cuiului.

$$f=\% \quad \frac{PxL^3}{ExI}$$

$$I = 0{,}05 \times D^4$$

Din această formulă, putem deduce că, dacă numărătorul scade, adică greutatea sau distanța, sau numitorul crește, adică rigiditatea cuiului sau diametrul său, se obține o rezistență mai mare.

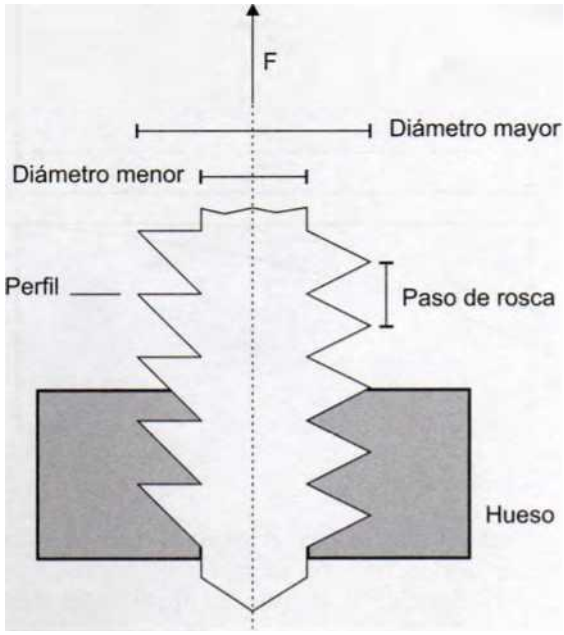
În cele din urmă, trebuie menționat că aliajele utilizate în fabricarea cuielor influențează direct proprietățile mecanice ale acestora. Oțelul forjat la rece pare a fi materialul optim , cu o rezistență la tracțiune de 90 kg/mm² și cel mai mare modul de elasticitate . Diferitele tipuri de cuie care pot fi fabricate sunt descrise mai jos .

Unghii netede

Fixarea osoasă este posibilă folosind cuie netede de același tip utilizate pentru tracțiunea scheletică . Acestea au fost utilizate pe scară largă în dispozitivele mai vechi concepute pentru proceduri ortopedice (Anderson, Charnley).

Aceste tipuri de cuie pot fi introduse manual prin impact, fără a fi nevoie de un motor. Cu toate acestea , au mai multe dezavantaje, deoarece trebuie să pătrundă în ambele părți ale membrului , iar rezistența lor mecanică la alunecare laterală este foarte slabă.

Figura 21-2. Designul diferitelor caracteristici ale filetului are o mare influență asupra comportamentului său mecanic.



Unghii netede cu fire în partea lor centrală

Pentru a depăși unul dintre principalele dezavantaje ale cuielor netede, și anume deplasarea lor laterală, a fost proiectat un cui autoforant cu o porțiune filetată, continuă sau discontinuă, în secțiunea sa centrală (Hoffmann) care se ancorează la osul cortical. Acest tip de cui este folosit și astăzi atunci când se dorește o atelă transfixatoare, adică una care trece complet prin întregul membru pentru a crea o atelă cu cadru dublu (Vidal), așa cum se va explica ulterior.

Cuie filetate cu o singură față

Au fost efectuate mai multe studii pentru a stabili diametrul și designul ideale ale acestor cuie, combinând rigiditatea lor cu cea mai mică slăbire a osului.

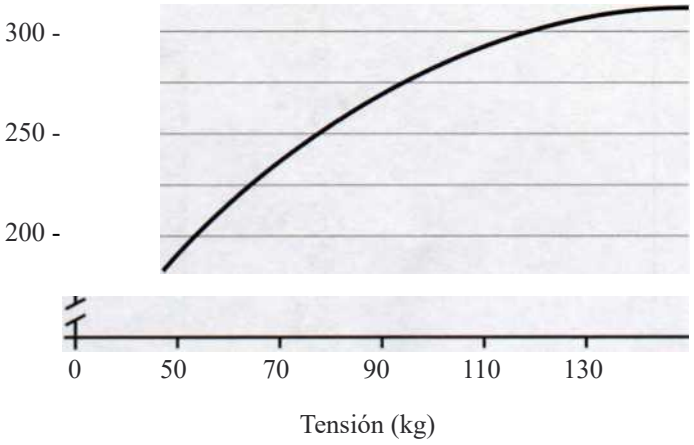
Este necesar să se distingă (fig. 21-2) diametrul major, diametrul minor sau diametrul alezajului, pasul filetului sau distanța dintre fiecare spirală și profilul filetului.

Cel mai mare diametru care s-a dovedit a fi cel mai potrivit este de 5 mm (Seligson, 1984). În practică, cuiele cele mai frecvent utilizate au diametre între 5 și 6 mm. Cuiele Hoffmann, AO și alte tipuri au 5 mm. Orthofix oferă cuie de 5 mm și 6 mm, iar cuiul Wagner are 6 mm.

Designul pasului filetului determină rezistența la tracțiune a cuiului sau *rezistența la smulgere.* Este ușor de înțeles că un diametru al găurii mai mic, în raport cu diametrul mai mare, are ca rezultat o suprafață a filetului mai mare și, prin urmare, o aderență mai bună. În aproape toate cuiele, acest diametru mai mic măsoară 4 mm.

Distanța dintre filete variază de la 1,5 mm (Hoffmann) la 2,7 mm (Schantz). Punctul de mijloc de 1,8 mm (Orthofix) este cel mai potrivit. În general, sunt disponibile două dimensiuni de cuie cu pași de filetare diferite pentru utilizare în osul cortical sau spongios.

Figura 21-3. Tensiunea sârmei îi crește rigiditatea.



În cele din urmă, trebuie acordată atenție formei spiralei, care poate fi în formă de V , simetrică (Orthofix, Hoffmann, Howmedica) sau în formă de contrafort cu o latură plată (AO, Wagner). Acest ultim model este mai puțin rezistent.

Este demn de remarcat faptul că porțiunea filetată a unor cuie (Orthofix) are o formă conică. Deși acest lucru oferă unele avantaje, în special capacitatea de a obține o prindere mai bună cu cât este introdus mai adânc în os, este important de reținut că nu permite nicio retragere, deoarece acest lucru i-ar compromite stabilitatea.

Ace

O mențiune specială merită făcută fixării scheletului cu ajutorul acelor transfixatoare plasate sub tensiune prin intermediul unor tensionatoare adecvate. Acele sau firele au un diametru de 1,5 sau 1,8 mm și sunt supuse unei tensiuni de aproximativ 90 până la 130 kg, ceea ce le conferă o rezistență și o elasticitate similare cu cele ale osului (fig. 21-3).

În ciuda avantajelor acestor sisteme, acele tind să alunece, așa că este esențial să se plaseze cel puțin două ace încrucișate la un unghi niciodată mai mic de 45°, ceea ce forțează adesea transfixarea grupurilor musculare sau trecerea acelor prin zone nesigure.

Conexiuni

Odată introduse în os, acele sau știfturile trebuie să se conecteze logic și sigur la corpul fixatorului. Fiecare tip de fixator are propriul sistem de conectare (Fig. 21-4):

Conexiune simplă

Aceasta este o clemă care fixează direct fiecare cui pe suportul de elemente de fixare (Asif, Zimmer), de obicei cu un șurub de blocare. Oferă o bună rezistență și o serie de avantaje și dezavantaje.

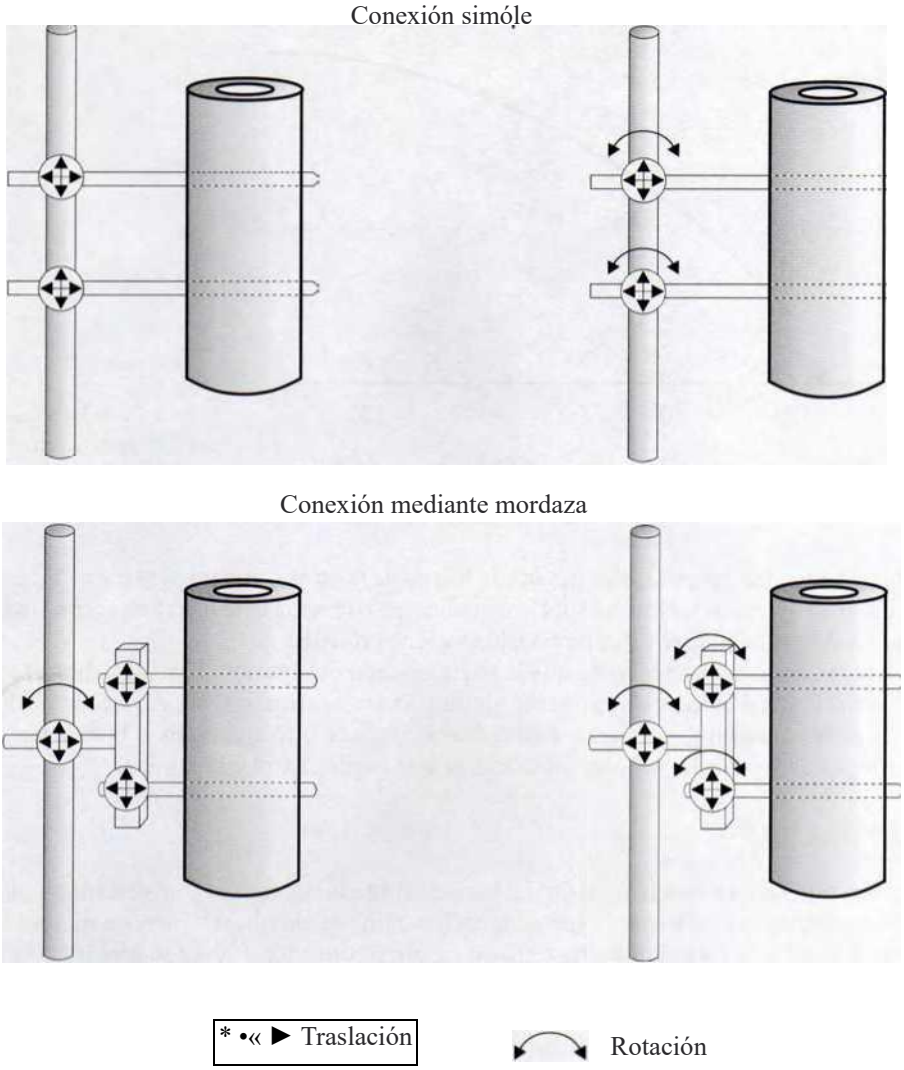


Figura 21-4. Schema tipurilor de conexiuni.

Printre avantaje, merită menționat faptul că fiecare cui poate fi poziționat în modul cel mai potrivit, permițând un număr infinit de combinații posibile; distanța dintre ele poate fi aleasă liber și este posibilă adăugarea de cuie noi.

Printre dezavantaje, trebuie menționat faptul că acestea nu permit mobilizarea fragmentelor osoase după plasare sau corecții rotaționale.

Maxilă

Sistemul de fixare a cuielor cu ajutorul clemelor s-a consacrat, atât în cazul fixatoarelor unilaterale (Wagner, Hoffmann, Orthofix, LC etc.), cât și în cazul celor transfixante.

În acest sistem, cuiele care se introduc în fiecare dintre fragmentele principale pe care dorim să le controlăm sunt grupate în număr de două, trei sau patru și sunt fixate de o singură piesă care le conține.

lucru permite o fixare sigură, permițând manipularea fragmentelor , controlul stresului în timpul elongației etc. În același timp, în aproape toate fixatoarele , aceste cleme au libertate de mișcare față de corp. La unele (Wagner), această libertate este limitată la anumite axe și restricții; în cazul fixatoarelor mai moderne, libertatea este aproape totală (Orthofix, LC, Kirschner etc.) în toate cele trei planuri ale spațiului.

Dacă se realizează fixarea prin transfixare bilaterală, avantajul sistemului este evident, acesta permițând combinații în cadre duble sau triple (Hoffmann-Vidal).

Dezavantajele sistemului de prindere cu clemă sunt în esență triple. Primul și cel mai important este că este necesar un fragment osos suficient de mare pentru a găzdui două sau trei cuie . Al doilea este că, dacă un cui trebuie îndepărtat, de exemplu din cauza intoleranței sau a unei infecții, trebuie slăbită întreaga clemă . Al treilea dezavantaj constă în limitarea relativă a plasării cuielor în diferite poziții .

Corpul fixatorului

Astăzi avem la dispoziție o multitudine de dispozitive, unele dintre ele extrem de sofisticate și cu aplicații specifice. Prin urmare, este o greșeală să generalizăm, deoarece am putea spune că un anumit fixativ este cel mai potrivit pentru o anumită procedură, dar poate fi insuficient pentru o altă afecțiune.

De asemenea, este important de menționat evoluția conceptului biomecanic al elementului finit (FE). Inițial, scopul a fost stabilitatea și rigiditatea maximă, reprezentate în principal prin fixarea cu cadru dublu sau triplu (Hoffmann-Vidal).

În prezent, se lucrează mai mult la ideea elasticității controlate (Ilizarov, 1954), la dinamizare și la magnifica teorie a „biocompresiei" susținută printre noi de profesorul Lazo-Zibikowski (1986).

Elemente de fixare rigide

Acestea pot fi unilaterale, cum ar fi cele ale lui Wagner, concepute în principal ca distractor, dar care pot fi utilizate și pentru alte aplicații; bilaterale, cum ar fi cele ale lui Charnley sau Vidal, a căror caracteristică principală este rigiditatea mare, fiind utile atunci când este necesară o imobilizare strictă; și multiplanare, cum ar fi cele ale AO, care permit plasarea ansamblurilor în diferite planuri ale spațiului.

Fixative dinamice

Deși, strict vorbind, aproape toate elementele de fixare pot fi „dinamizate ", unele au deja mecanismele adecvate pentru acest lucru. Altele, datorită caracteristicilor lor inerente, cum ar fi elementele de fixare circulare, își derivă elasticitatea din ansamblul în sine, deoarece sunt atașate la niște știfturi care permit mișcări telescopice de amortizare.

Printre fixatoarele unilaterale care îndeplinesc aceste caracteristici, se remarcă binecunoscutele modele Orthofix, în care dinamizarea se realizează pasiv prin eliberarea sistemului, și modelul Lazo-Cañadell de la Howmedica, în care există arcuri ce permit controlul forțelor.

Fixatoarele circulare, cunoscute încă din cele mai vechi timpuri, au cunoscut o creștere spectaculoasă a popularității după ce ideile lui Ilizarov (1954) au fost răspândite în Occident. Bazându-se pe o filozofie și o abordare noi pentru înțelegerea bolilor osoase, acesta a introdus dispozitivul său de fixare circulară, atașat la os prin intermediul unor ace subțiri, pretensionate. În cadrul acestui fixator , osul, datorită elasticității inerente a acelor, aranjate ca spițele unei roți de bicicletă, poate suferi o compresie axială.

Ulterior, mecanismele rudimentare ale sistemului rusesc au fost oarecum îmbunătățite, apărând sistemele Monticelli-Spinelli, Sequoia și altele.

Există, de asemenea, fixatoare semicirculare concepute pentru a îmbunătăți toleranța clinică.

Fixative specifice

Această secțiune nu poate fi încheiată fără a menționa apariția constantă a modelelor de fixatoare destinate unor regiuni anatomice specifice sau funcții specifice, ceea ce confirmă utilitatea EF.

Merită subliniată utilizarea frecventă a fixatoarelor concepute pentru tratamentul fracturilor de încheietură, fracturilor osoase mici, fracturilor de maxilar și fracturilor pelvine, precum și a dispozitivelor relativ ieftine care pot fi utilizate în departamentele de urgență. Unele fixatoare au fost folosite chiar și în cazul fracturilor coloanei vertebrale.

Metoda de inserție în os

Este important să cunoaștem cea mai potrivită tehnică de ancorare a cuielor în os. Calitatea inserției cuiului în os este punctul critic al sistemului. Aici se concentrează cele mai mari solicitări mecanice și este, de asemenea, punctul cel mai slab.

Slăbirea unei unghii duce inevitabil la defecțiuni ale sistemului și, în același timp, poate fi punctul de origine al leziunilor și infecțiilor țesuturilor moi.

Lăsând la o parte cuiele netede care nu se mai folosesc în FE modernă, printre cuiele filetate există două tipuri: cuie autoforante și cuie pre-găurite.

Cuie autoforante

Acestea sunt cele al căror vârf străpunge osul, permițând ancorarea ulterioară în filet. Acest sistem, utilizat în principal în fixatorul Hoffmann, are două dezavantaje semnificative.

Prima dintre acestea este că, atunci când filetul este fixat în prima cortexă, la încercarea de a găuri cea de-a doua, se produce fie o „dezlipire a filetului", fie se provoacă o fractură a cortexului (fig. 21-5).

Al doilea efect nedorit este încălzirea puternică a marginilor perforației, care poate ajunge la 55° (Matthews), cu necroza consecutivă a marginilor și slăbirea ulterioară.

Cuie cu găuri pre-găurite

Marea majoritate a elementelor de fixare actuale își plasează cuiele prin pre-găurirea unei găuri cu un burghiu de o dimensiune proporțională cu diametrul cuielor.

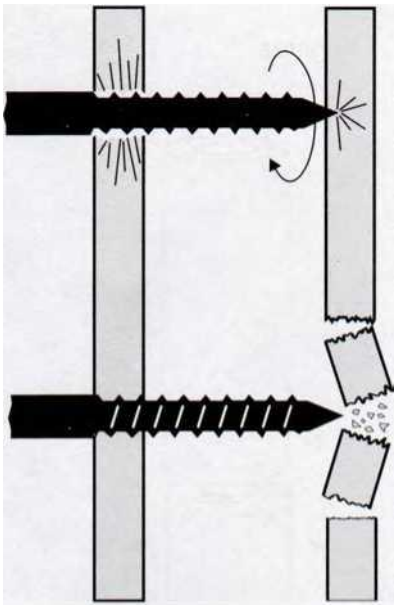


Figura 21-5. Los clavos autoperforantes pueden pasarse de rosca o romper la cortical interna.

Acest proces de găurire trebuie efectuat la o viteză de rotație redusă pentru a minimiza încălzirea osoasă. Un dezavantaj este că, atunci când se scoate burghiul pentru a introduce cuiul, poate fi dificil să se găsească aceeași gaură. Pentru a rezolva această problemă, majoritatea fixatoarelor includ mecanisme și modele care mențin alinierea în timpul schimbării.

În cele din urmă, trebuie menționată în mod special grija care trebuie acordată pregătirii pielii, care nu trebuie să fie niciodată sub tensiune.

De asemenea, trebuie menționat că orice chirurg care urmează să plaseze un fixator trebuie să cunoască în detaliu anatomia zonei și căile sau „coridoarele de siguranță" prin care trebuie plasate cuiele.

Studiul posibilităților de asamblare

Comportamentul mecanic, rezistența și stabilitatea sunt direct legate de aranjamentul spațial al componentelor sale.

Eficacitatea pe care o putem obține cu un fixativ va depinde nu doar de toți factorii pe care i-am analizat, ci și de modul în care îl aplicăm.

Diferențele de comportament mecanic în funcție de dispunerea elementelor sale sunt remarcabil de semnificative. Fiecare element de fixare poate fi instalat în configurații diferite, al căror comportament trebuie să îl înțelegem.

Este clar că rigiditatea instabilității osoase pe care dorim să o stabilizăm prin fixare externă poate fi crescută prin plasarea unui număr maxim de cuie, cu diametrul cel mai mare, realizate din materialul cel mai rigid posibil și cu bara fixatoare cât mai aproape de os. Cu toate acestea, scopul este de a găsi echilibrul care să atingă o eficacitate maximă cu cele mai mici leziuni tisulare.

Factorii menționați sunt discutați mai jos.

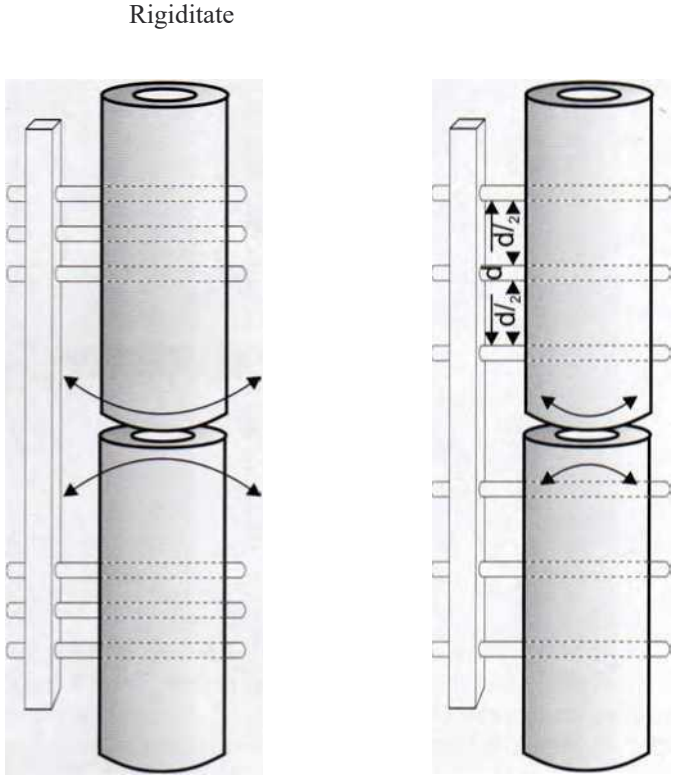


Figura 21-6. La proximidad de los clavos al foco incrementa la estabilidad.

Numărul de cuie

Studiile experimentale (Chao, 1982) demonstrează că rigiditatea maximă la îndoire, compresie axială și rotație se obține prin plasarea a trei cuie pe fiecare parte a focarului. Cu câte două cuie pe fiecare parte, există o diferență relativ mică în ceea ce privește rezistența la compresie axială și rotație, dar controlul îndoirii este redus semnificativ. Prin urmare, în oasele cu curburi, cum ar fi femurul, și în aplicațiile de alungire, este mai recomandabilă plasarea a trei cuie la fiecare capăt.

Experimental, creșterea numărului de cuie la opt sau mai multe, plasate pe același plan, produce o creștere relativ nesemnificativă care nu compensează dezavantajele sale.

Poziția unghiilor în raport cu focarul

Situația ideală este aceea în care cel puțin unul dintre cuie este situat foarte aproape de zona pe care dorim să o imobilizăm. Prin urmare, ar trebui să urmărim întotdeauna această plasare ori de câte ori este posibil (fig. 21-6).

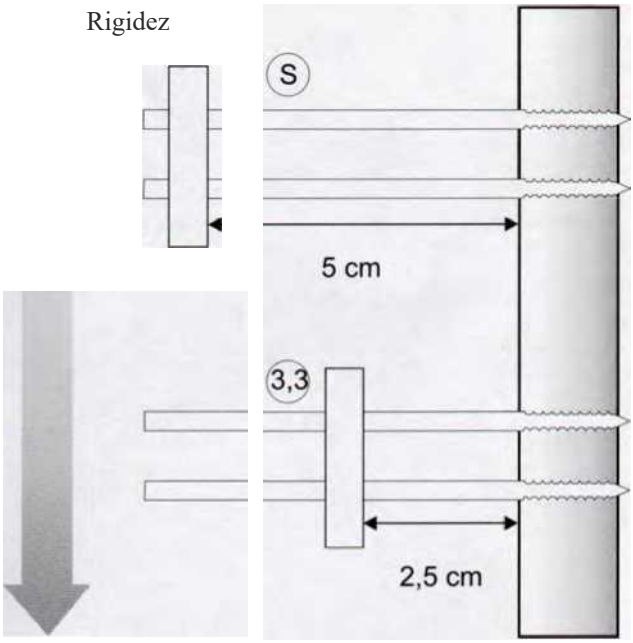


Figura 21-7. La distancia entre el cuerpo del fijador y el plano óseo modifica notablemente la rigidez.

Distanța dintre unghii

În multe cazuri, acest factor nu poate fi modificat de chirurg, deoarece în cazul clemelor cel mai des utilizate, clema însăși determină distanța dintre cuie. Trebuie menționat că atunci când se utilizează cleme care permit implantarea a trei cuie, dacă se doresc doar două, acestea trebuie plasate la capete.

Distanța dintre corpul fixatorului și axa longitudinală a osului

Stabilitatea fixării este influențată în mare măsură de distanța dintre corpul fixatorului și os. Cu cât distanța este mai mare, cu atât este mai mare efectul de levier al cuiului și, prin urmare, și potențialele solicitări de încovoiere. În acest caz, modulul de elasticitate al materialului cuiului în sine este, de asemenea, un factor determinant.

S-a demonstrat experimental (fig. 21-7) că prin reducerea la jumătate a distanței fixe dor-os, rezistența crește de 3,3 ori.

Este evident că acest factor este dificil de modificat, deoarece depinde în mare măsură de grosimea țesuturilor moi și de o distanță de siguranță care trebuie lăsată pentru a permite modificările de grosime, edeme etc.

Configurația de montare

Cele mai frecvent utilizate dispozitive cu elemente finite pot fi clasificate în funcție de cinci forme geometrice, bazate pe montarea specifică a cadrului (fig. 21-8): unilaterale, bilaterale în unul sau două plane, triunghiulare și circulare.

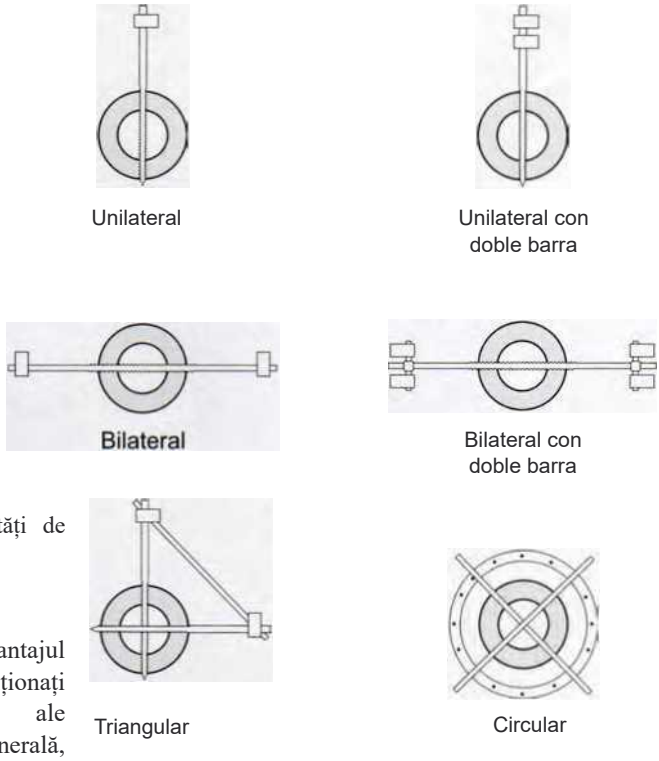


Figura 21-8. Diferite posibilități de montare.

Fixatorii unilaterali au avantajul semnificativ de a putea fi poziționați urmând curbele naturale ale țesuturilor moi. Ca regulă generală, stabilitatea lor mecanică este suficientă pentru a gestiona majoritatea situațiilor. Evident, punctul slab al fixatorului unilateral constă în capacitatea sa de a controla flexia în același plan ca și pinii.

Tensiunile de încovoiere în plan perpendicular, încărcările de torsiune și compresiune sunt bine stabilizate de acest ansamblu.

Construcția pe care Vidal a popularizat-o odată cu utilizarea fixatorului Hoffmann -în cadru dublu- montat bilateral pe un singur plan cu cuie transfixatoare, cu unul sau două cadre pe fiecare parte a membrului, a făcut obiectul unor studii particulare (Briggs, 1982; Behrens, 1988).

Din aceste studii, se poate deduce că stabilitatea sa nu o depășește semnificativ pe cea a asamblărilor unilaterale și că are dezavantajul serios de a fi utilizabilă doar pe tibie și poziționată în plan frontal, prin fixarea necesară a unor grupe musculare importante. Astăzi, se poate spune că acest tip de structură nu mai este utilizat.

În cazurile în care este necesar să se controleze slăbiciunea fixatorilor unilaterali în plan frontal, se poate plasa un alt fixator unilateral perpendicular, creând o configurație bilaterală în două planuri. Această situație apare atunci când brațul de pârghie al fragmentelor osoase este foarte mare și există foarte puțină stabilitate intrinsecă între ele. Un exemplu tipic este artrodeza genunchiului, destul de frecventă în zilele noastre în cazurile de îndepărtare totală a articulației.

Un caz particular este fixarea externă a fracturilor pelvine, care necesită ansambluri ce pot fi descrise ca fiind triunghiulare, deoarece conectează două

sisteme de cuie și fixatoare poziționate pe planuri oblice. Acest lucru le conferă o stabilitate remarcabilă, permițând totodată manevre de reducere.

Elementele de fixare circulare merită un comentariu separat.

Comportamentul mecanic al fixatorului extern Ilizarov a fost studiat în detaliu (Kummer, Merloz), precum și cel al lui Monticelli-Spinelli (Caja, 1994).

Aceste tipuri de fixatoare oferă anumite avantaje în comparație cu alte sisteme . În general, fixatoarele circulare au proprietăți mecanice izotrope similare cu cele ale osului.

Este un fapt dovedit că un fixator Ilizarov instalat corect – adică cu pini de 1,8 mm tensionați la 130 kg și cu un unghi de 90° între ei – este mai puțin rigid decât un fixator unilateral în toate planurile, dar mai ales sub sarcină axială. Această caracteristică a fost foarte apreciată, deoarece poate promova regenerarea osoasă. Poate că acesta este, împreună cu versatilitatea sa, cel mai mare punct forte al său.

Evident, proprietățile mecanice ale acestor sisteme sunt determinate de numărul de inele și ace. Lucrările lui Caja demonstrează că configurația standard ar trebui să fie formată din patru inele și opt ace.

Rezumat

De-a lungul timpului, fixarea externă a atras interesul multor chirurgi ortopezi datorită simplității sale aparente și potențialului de a rezolva probleme complexe. Din păcate, încă putem găsi cazuri în care fixatorii atractivi și șlefuiți au cauzat probleme și complicații semnificative.

În prezent, progresele în cunoștințele clinice și biomecanice, îmbunătățirile în metalurgia dispozitivelor, noile instrumente și tehnicile de inserție au redus ratele complicațiilor și ale eșecului.

Fixatorul ideal nu a fost încă conceput; cu toate acestea, tendința actuală se bazează pe dispozitive unilaterale, de tip maxilar, cu mobilitate multiplanară, cu posibilitatea de alungire și scurtare, în care există un mecanism dinamic controlat și care sunt ancorate în os prin intermediul unor cuie filetate, rigide, din oțel forjat, cu diametrul de 5 până la 6 mm, introduse în țesutul osos după perforarea celor două plăci corticale.

Fixatoarele circulare ar trebui utilizate pentru cazuri selectate, pe anumite părți ale membrelor și pentru indicații specifice.

În toate cazurile, de ce să nu spunem, sistemele de fixare externă vor produce rezultate mai bune dacă sunt implantate de un profesionist care cunoaște tehnicile și anatomia și care are o înțelegere simplă, dar solidă, a comportamentului lor mecanic.

LITERATURĂ

Behrens F. Un ghid despre dispozitivele și configurațiile de fixare. Clin Orthop 1988; 241:5-14. Behrens F, Johnson W. Fixare externă unilaterală. Clin Orthop 1988; 241:48-56.

Briggs B, Chao E. Performanța mecanică a aparatului standard de fixare externă Hoffmann-Vidal. C Bone Joint Surg 1982; 64:566-573.

Caseta V. Fixarea externă în tratamentul fracturilor. Teză de doctorat. Universitatea Autonomă din Barcelona , 1990.

Caseta V. Caracteristicile mecanice comparative ale fixatorilor externi circulari. Rev De Fijación Externa SEFEx 1994; 12-14.

Chao E. Mecanismul mecanic al dispozitivelor de fixare externă. Elemente finite în biomecanică. New York: Gallagher , 1982.
Chao E. Bazele mecanice ale fixării externe. Concepte în fixarea externă. New York: D. Seglison, 1982. Frankel V, Nordin
M. Biomecanica de bază a sistemului osos. Philadelphia: Lea și Febiger, 1980.
Ginabreda I, Marlet V, Gómez A. Fixarea externă în practica curentă. Rev De Fijación Externa SEFEx 1994;4-11.
Hasley D, Fleming B. Designul știftului fixatorului extern. Clin Orthop 1989; 278: 305-312.
Ilizarov GA. Un nou principiu de osteosinteză folosind fire încrucișate. Lucrări ale Kurgan Reg Sci Med Soc 1954; 1: 146-160.
Kummer F. Biomecanica a fixatorului extern Ilizarov. Clin Orthop 1991; 280:11-14.
Lazo-Zibikowski J. Biocompresie fixatoare externă osteosinteză externă glisantă. Clin Orthop 1986; 206:169.
Mow V, Hayes W. Biomecanică ortopedică de bază. Lippincott Raven, 1997.
Pettine K, Chao E. Analiza interfeței dintre os și ac de fixator extern. Clin Orthop 1993; 293: 18-27.
Prat J, Juan J, Vera P, Hoyos J. Transmiterea sarcinii prin locul calusului cu sisteme de fixare externă: analiză teoretică și experimentală. J Biomech 1994; 27:469-478.
Radins EL, Simon S, Rose R, Paul I. Biomecánica práctica en ortopedia. Mexic: Limusa, 1981.
Seligson D, Donald G. Luarea în considerare a diametrului știftului și a tehnicii de inserție pentru fixarea externă în osul diafilic. Acta Orthop Belg 1984; 50(4): 441-449.

Capitolul 22

Biomecanica protezelor dentare

J. Ballester Soleda, P. Álvarez Díaz și M. Tey Pons

Introducere

Pierderea funcției articulare însoțită de durere, indiferent de originea acesteia, îl pune pe chirurgul ortoped în fața necesității eliminării durerii și, dacă este posibil, a restaurării funcției pierdute.

Deși ameliorarea durerii poate fi obținută prin artrodeza articulației afectate, afectarea funcțională severă care rezultă din aceasta a favorizat o evoluție semnificativă a tehnicilor de înlocuire articulară pentru a obține o mai bună toleranță, durabilitate și funcționalitate a protezelor.

Înlocuirea elementelor articulare deteriorate se poate limita doar la unul dintre corpurile articulare, caz în care proteza se numește proteză parțială, sau la ambele corpuri articulare, ceea ce se numește proteză totală.

În ambele cazuri, și presupunând că proteza este realizată dintr-un material biocompatibil, implantul protetic trebuie să îndeplinească anumite caracteristici biomecanice pentru a-i garanta durabilitatea.

De la proiectele protetice inovatoare, pe care le putem descrie ca fiind intuitive, și având în vedere prezentarea constantă a eșecului clinic pe termen scurt sau mediu, elemente tehnologice de inginerie și mecanică au fost încorporate în studiul, proiectarea și fabricarea implanturilor articulare pentru a îmbunătăți supraviețuirea acestora, conturând astfel harta actuală a biomecanicii protetice.

Proteza ideală ar fi una care: *a)* este construită din materiale perfect tolerate de organism; *b)* este capabilă să îndeplinească cerințele de mobilitate, comportament și rezistență ale unei articulații normale; *c)* rămâne solid ancorată permanent în osul receptor; și *d)* suferă o uzură minimă odată cu utilizarea.

Această proteză ideală nu există, iar majoritatea produselor actuale reprezintă un compromis între cele patru cerințe menționate. Neîndeplinirea uneia sau mai multora dintre aceste cerințe are loc inevitabil în timp, astfel încât durata de viață actuală a unei proteze este de aproximativ 12 ani.

Prin urmare, conceptul de proteză ideală necesită respectarea anumitor criterii biomecanice care includ: *a)* alegerea biomaterialului; *b)* definirea unui design adaptat funcției mecanice și fixării protezei; *c)* selectarea perechii de frecare corecte a suprafețelor articulare; și *d)* utilizarea unei tehnici chirurgicale rafinate care să permită alinierea corectă a protezei în funcție de funcția sa.

Utilizarea acestor elemente a avut loc, în general, în faza preliminară de cercetare pentru dezvoltarea implantului. În alte cazuri, instrumente tehnologice de testare sau verificare au fost utilizate ulterior pentru a îmbunătăți proteza , atunci când experiența clinică a demonstrat un eșec sistematic în supraviețuirea implantului, sugerând un defect conceptual în proiectarea acestuia.

Prin urmare, dacă analizăm cauzele eșecului protetic, vom obține o imagine mai directă asupra biomecanicii protetice sau, mai bine spus, asupra problemelor biomecanice care trebuie rezolvate sau observate în proiectarea, fabricarea și utilizarea unei proteze.

Cauzele eșecului protetic

Cele mai frecvente cauze care duc la eșecul unei proteze sunt: *a)* infecția; *b)* slăbirea componentelor protetice; *c)* ruperea componentelor protetice ; și *d)* reacția organismului la particulele de uzură ale componentelor protezei, definită ca „boală a particulelor".

Prima cauză a eșecului protetic, infecția, este inclusă în problema infecțiilor chirurgicale în general și nu este o problemă atribuibilă defectului mecanic al protezei.

Cele trei cauze rămase, dimpotrivă, sunt strâns legate de caracteristicile mecanice ale implantului și de reacția biologică a gazdei la acesta și, prin urmare, reprezintă un domeniu de atenție specială pentru biomecanica protetică.

Slăbirea componentei protetice și posibila rupere a acesteia depind direct de diferiți factori biomecanici:

1. Cinematica implantului ar trebui să fie cât mai similară posibil cu amplitudinea și tipul de mișcare ale articulației originale.
2. Materialul și designul componentelor trebuie să realizeze o distribuție uniformă și adecvată a încărcărilor mecanice la interfața proteză-os sau proteză-ciment-os, precum și un modul de elasticitate cât mai apropiat de cel al segmentului scheletic corespunzător.
3. Structura sau profilul protezei trebuie să fie capabil să suporte, fără fenomene de oboseală, solicitările mecanice generate de funcție.
4. Fixarea primară și/sau secundară a protezei trebuie să garanteze o stabilitate perfectă a elementelor implantate față de osul receptor.

Cauza finală a eșecului protezei, boala particulelor, va depinde de:

1. Materialele protetice utilizate.
2. Tribologia cuplului de frecare.
3. Proiectarea suprafețelor de alunecare.
4. Stabilitatea și funcționalitatea protezei.

Pentru a încerca eliminarea sau reducerea acestor rezultate adverse, trebuie evaluați o serie de parametri biomecanici la selectarea unei proteze: biomaterialele , cuplul de frecare, designul și fixarea elementelor protetice.

Unii dintre acești parametri pot fi considerați standard, indiferent de tipul și modelul protezei. Alții, însă, trebuie aleși cu atenție în fiecare caz în parte.

Tabelul 22-1. Modulul de elasticitate și rezistența diferitelor biomateriale

Materiale	*Modulul de elasticitate*	*Rezistență*
Polietilenă	1.500	34
Ciment (PMMA)	3.000	60
Oțel inoxidabil 316L	200.000	540-620
Cobalto-cromo	230.000	900
Titanio	110.000	900
Alumină	363.000	490
Hidroxiapatită	120.000	150
Hueso	17.200	121

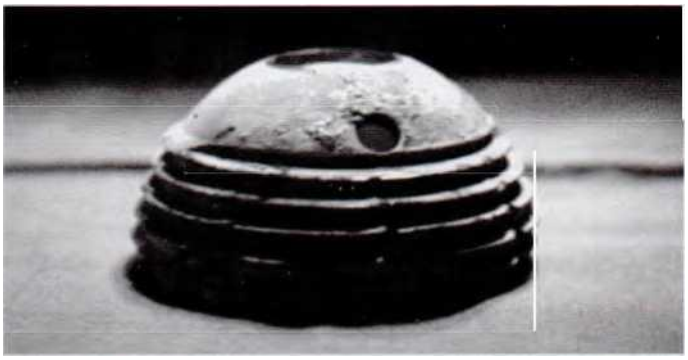


Figura 22-1. Incorporación ósea en cobertura protésica de hidroxiapatita.

Biomateriale

Materialul utilizat la fabricarea unei proteze trebuie să fie compatibil cu organismul din punct de vedere mecanic, în ceea ce privește proprietățile de rezistență mecanică și rezistență la oboseală, din punct de vedere chimic, în ceea ce privește stabilitatea chimică și absența coroziunii, și biologic prin comportamentul său inert sau pentru a facilita încorporarea sau creșterea elementelor celulare și, în același timp, prin neprezentarea de reacții alergice, toxice sau cancerigene.

Tabelul 22-1 prezintă câteva dintre elementele utilizate la fabricarea materialului protetic și caracteristicile lor mecanice în raport cu osul receptor.

În termeni generali și din punct de vedere conceptual, putem încheia această secțiune prin recomandarea oțelului inoxidabil și a aliajelor de crom-cobalt ca biomateriale metalice pentru construcția protezelor cimentate, iar a aliajelor de crom-cobalt și a titanului pentru cele necimentate, datorită avantajelor lor de biointegrare.

Utilizarea biomaterialelor compozite pentru fabricarea protezelor este un domeniu atractiv din punct de vedere conceptual, dar care necesită în continuare rezultate de urmărire pe termen lung, cu evaluarea ratei de supraviețuire clinică, înainte de includerea lor sistematică printre posibilele biomateriale care pot fi utilizate.

Utilizarea acoperirilor bioactive care promovează osteointegrarea și sunt incluse în grupa generică a ceramicii bioactive a obținut rezultate favorabile în domeniul protezelor necimentate, indiferent de materialul utilizat în construcția acestora (fig. 22-1).

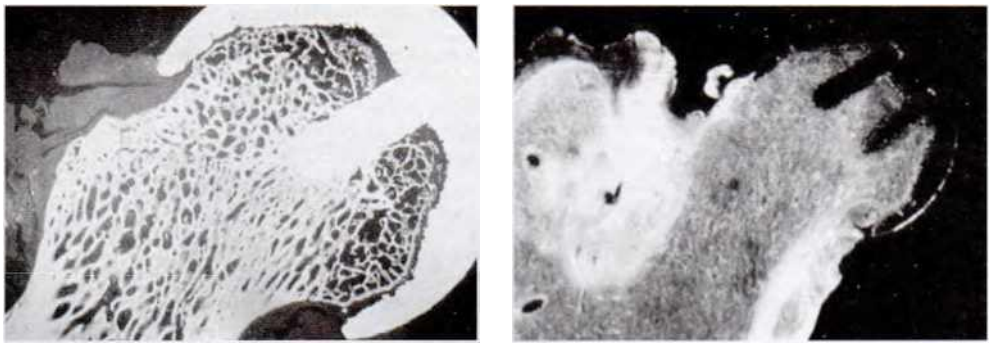


Figura 22-2. Incorporación ósea en animal de experimentación.

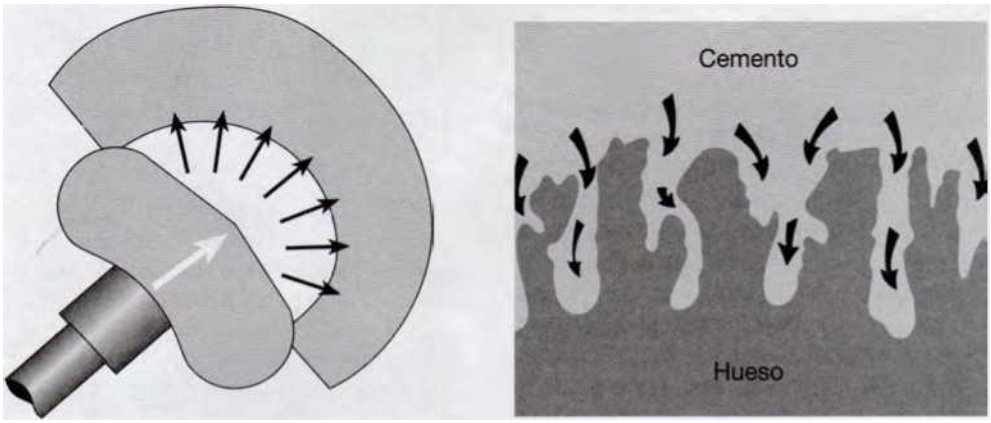


Figura 22-3. Introducción del cemento bajo presión.

Ancoraj protetic

Unul dintre cele mai importante aspecte în biomecanica protezică este tehnologia utilizată pentru fixarea protezei la osul receptor.

Utilizarea cimenturilor acrilice (metacrilați de metil) pentru obținerea unei bune stabilități a reprezentat unul dintre progresele majore în evoluția chirurgiei protetice. Cu toate acestea, apariția fenomenelor de slăbire atribuite fragilității și îmbătrânirii cimentului a orientat cercetările către utilizarea protezelor acoperite cu o structură metalică reticulară ce permitea creșterea osoasă în interior pentru a realiza fixarea biologică a protezei (Fig. 22-2).

În același sens, au fost dezvoltate tehnici de acoperire protetică cu materiale bioactive, precum hidroxiapatita, care, prin atragerea și fixarea elementelor celulare osoase pe suprafața sa, au permis o osteointegrare mai rapidă a protezei.

Alte linii de cercetare s-au concentrat pe îmbunătățirea calității cimenturilor utilizate, precum și pe tehnica de aplicare a acestora. Concepte precum grosimea minimă a stratului de ciment pentru a-i îmbunătăți rezistența și presiunea la care se introduce cimentul—

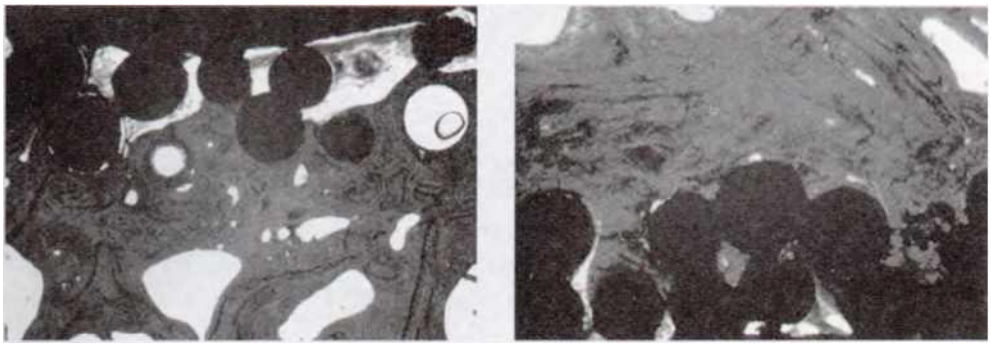


Figura 22-4. Imagini microscopice ale încorporării osoase.

Utilizarea agenților pentru facilitarea pătrunderii lor în structura osoasă a receptorului s-a dovedit a crește semnificativ rata de supraviețuire a protezei.

În ceea ce privește tehnica de fixare a protezei la nivelul osului, avem în prezent două tipuri de bază de proteze:

1. *Proteze cimentate.* Acestea utilizează ciment acrilic pentru fixarea osoasă. Designul lor trebuie să permită un strat de ciment între proteză și os, a cărui grosime în zonele cu solicitare mecanică maximă să fie de cel puțin 2 mm. Se recomandă ca materialul utilizat în construcția lor să fie rigid pentru a preveni oboseala cimentului. Suprafața protezei în contact cu cimentul este de obicei netedă. Tehnica de cimentare, care implică spălarea sub presiune a suprafeței osoase și presurizarea cimentului cu o vâscozitate adecvată, este fundamentală (Fig. 22-3).
2. *Proteze necimentate.* Suprafața protezei este acoperită total sau parțial cu o structură microporoasă sau reticulată care promovează fixarea mecanică a osului (Fig. 22-4) sau cu materiale bioactive care promovează fixarea chimică. În ambele cazuri, proteza trebuie proiectată pentru a obține stabilitate mecanică primară, în așteptarea fixării biologice secundare. Plasarea acestor proteze necesită o tehnică chirurgicală extrem de rafinată și utilizarea unor ghidaje precise și a unor materiale de preparare osoasă pentru a obține o potrivire perfectă (Fig. 22-5). Titanul s-a dovedit a fi mai eficient, experimental, în promovarea creșterii osoase și menținerea procentului de invazie osoasă protetică pe termen mediu. Acoperirile cu sare de calciu prezintă, de asemenea, experimental, o rată mai rapidă de osteointegrare.

Proiecta

Proiectarea protezei trebuie să îndeplinească în esență două cerințe. Pe de o parte, trebuie să respecte cerințele mecanice de rezistență la sarcină și oboseală, iar pe de altă parte, trebuie să asigure o adaptabilitate perfectă, să garanteze reproducerea funcției fără interferențe și să asigure o distribuție și o transmitere corectă a forțelor către osul de susținere.

Adaptarea suprafeței protezei la osul receptor va depinde, așa cum s-a menționat mai sus, de tipul de ancorare protetică ales, cimentată sau necimentată.

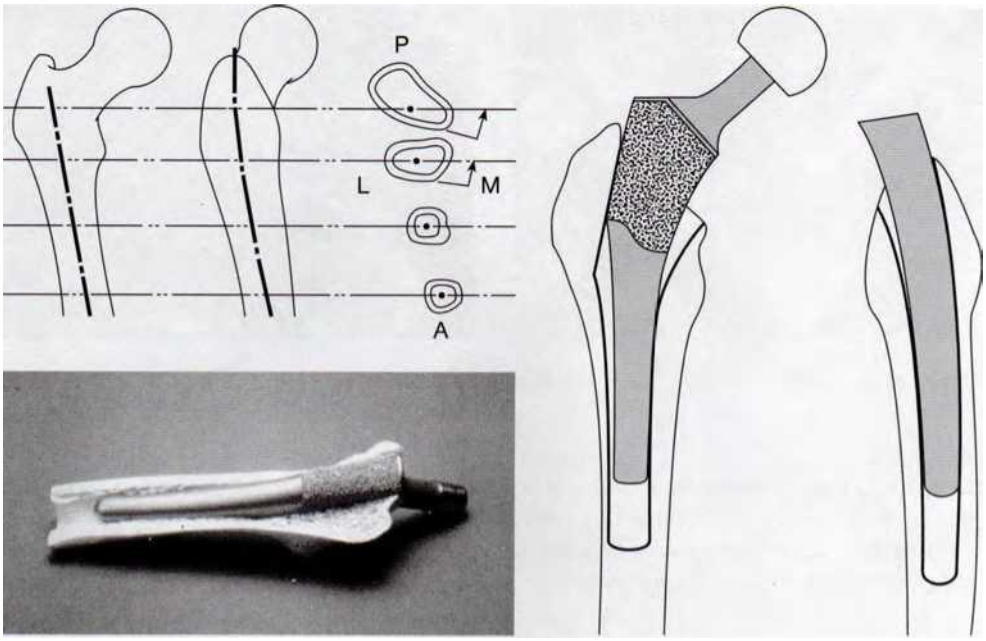


Figura 22-5. Adaptare perfectă a unei proteze necimentate.

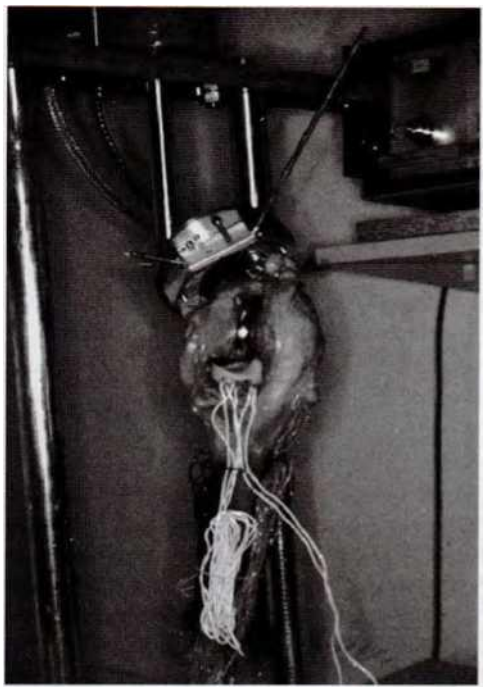
Obținerea unei adaptabilități perfecte, esențială în protezele necimentate, ne pune în fața unei alegeri între două concepte: proteza standard, a cărei dezvoltare include de obicei datele antropometrice ale unui grup populațional numeros, și *proteza personalizată,* adică realizată la comandă, în care proteza este fabricată conform planului exact al osului receptor.

Costul ridicat al protezelor personalizate, coroborat cu dificultatea de a supune produsul rezultat testelor mecanice obișnuite care confirmă comportamentul său mecanic adecvat, face ca aceste modele să fie rezervate unor cazuri foarte specifice de chirurgie tumorală sau deformări grave, în care o proteză standard nu poate fi adaptată.

Elemente de studiu utilizate în proiectarea și construcția unei proteze

Întrucât obiectivul principal al unui implant protetic este de a înlocui funcția unei articulații deteriorate, pare logic să se includă în proiectarea sa toate acele elemente de evaluare care au fost utilizate în mod curent în studiul fiziologiei articulațiilor.

1. *Cinematica articulară.* Studiul mersului, analiza mișcării, analiza mișcărilor extreme, cineradiografie.
2. *Cinetica articulară.* Elemente stabilizatoare, studiul forțelor globale, modele cinetice, platformă de mers.
3. *Distribuția tensiunilor.* Model fotoelastic, stare de tensiune, modele matematice, modele cu elemente finite.
4. *Teste de laborator.* Teste cu epruvete pe bancul de testare, teste cu epruvete pe simulatorul de îmbinări (Fig. 22-6).



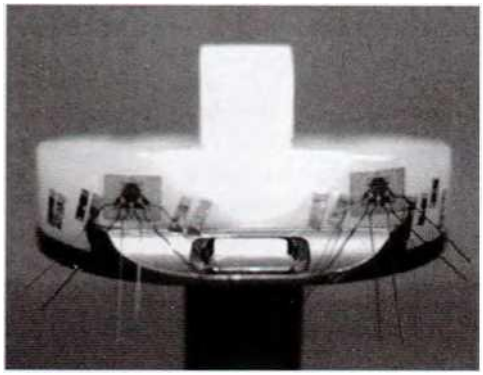


Figura 22-6. Măsurători mecanice pe bancul de testare cu eșantion.

Indiferent de designul protezei în raport cu osul receptor, există un al doilea aspect de design legat de funcția protezei.

Menținerea funcției articulare identice cu cea a unei articulații normale este practic imposibilă, mai ales dacă există vreo deficiență ligamentară asociată cu deteriorarea corpurilor articulare.

Acest lucru este valabil mai ales pentru articulația genunchiului, datorită complexității sale biomecanice inerente, care necesită participarea elementelor de stabilizare ale articulației. Pierderea sau absența unuia sau mai multor dintre aceste elemente de stabilizare necesită compensare prin intermediul componentelor protetice în sine.

Conceptul de proteze anatomice, semi-constrânse sau constrânse se bazează pe înlocuirea și compensarea unuia sau mai multor ligamente ale articulației. Echilibrul dintre stabilitate, mobilitate și supraîncărcare este foarte dificil de găsit, iar studiile cinetice și cinematice cu specimene de genunchi sau folosind tehnologia elementelor finite au generat cel mai mare interes și dezvoltare.

În cazul protezelor de șold, alegerea dimensiunii capului femural este de mare importanță. Capetele femurale protetice foarte mari oferă o rezistență mai mare la alunecare, dar o sarcină pe unitatea de suprafață mai mică, în timp ce capetele foarte mici alunecă foarte bine, dar creează supraîncărcări punctuale semnificative care accelerează uzura protezei. Capetele de 32 mm au fost folosite odată pentru a înlocui capetele de dimensiuni similare cu capul femural pe care îl înlocuiau. Ulterior, capetele de 22 mm au îmbunătățit coeficientul de frecare al capetelor de 32 mm, dar prin generarea unei sarcini sau a unei presiuni mai mari asupra cupei acetabulare, acestea au crescut rata de uzură a acesteia. În prezent, dimensiunea intermediară de 28 mm pare să fi fost acceptată ca standard, îmbunătățind aparent avantajele ambelor modele, atenuând în același timp unele dintre dezavantajele acestora.

Cuplu de frecare

Obținerea unor suprafețe articulare artificiale care prezintă aceleași caracteristici biomecanice ca o articulație normală este, de asemenea, complexă. Duritatea, elasticitatea, microdeformabilitatea, frecarea, coeficientul de alunecare și caracteristicile terțiare ale lichidului sinovial sunt practic irepetabile. În plus, incidența tot mai mare a slăbirii particulelor ca și cauză a slăbirii protetice a condus la acordarea unei atenții deosebite studiului perechilor de materiale capabile să aproximeze îndeaproape caracteristicile biomecanice ale funcției articulare și să minimizeze slăbirea particulelor.

Rulmentul metal-metal a fost unul dintre primele rulmenți de fricțiune utilizați în construcția protezelor. Inițial, utilizarea unor capete femurale supradimensionate în protezele de șold, împreună cu lustruirea defectuoasă a suprafețelor metalice, au discreditat utilizarea acestui rulment din cauza frecvenței ridicate a slăbirii mecanice. Cu toate acestea, studiile histopatologice ale țesutului periprotetic au arătat absența aproape completă a bolii particulelor, ceea ce a dus la un sprijin considerabil pentru reutilizarea sa. Reducerea dimensiunii capului femural, îmbunătățirea caracteristicilor metalurgice și aplicarea microlustruirii suprafeței au contribuit în mare măsură la îmbunătățirea remarcabilă a rezultatelor sale clinice.

Introducerea perechii polietilenă-metal a fost un alt progres care a marcat o piatră de hotar în istoria chirurgiei protetice. Rata ridicată de uzură a polietilenelor inițiale a scăzut odată cu dezvoltarea polietilenelor întărite, de înaltă densitate. Caracteristicile materialului, împreună cu termoformabilitatea sa, îl fac deosebit de potrivit ca material de fricțiune. Cu toate acestea, reacția histopatologică cauzată de îndepărtarea particulelor sale de uzură a pus în pericol aplicarea sa ca biomaterial protetic. Rafinarea tehnicii de reticulare, cu reducerea consecventă a capacității sale de oxidare atât în timpul manipulării, cât și al ambalării, pare să fi îmbunătățit perspectivele sale de utilizare prin scăderea incidenței bolilor particulelor.

În studiul mecanic al perechilor de frecare, în special în ceea ce privește articulațiile șoldului, perechea ceramică-ceramică s-a dovedit a fi cea mai bună în studiile experimentale, atât pentru capacitatea sa de alunecare, cât și pentru rata foarte scăzută de eliberare a particulelor. Cu toate acestea, duritatea și rigiditatea ridicate a suprafeței sale, reducând în același timp eliberarea particulelor, fac ca perechea de frecare să fie mai fragilă și promovează formarea de microfracturi, care, la rândul lor, duc la deteriorarea acesteia. Introducerea perechii polietilenă-ceramice a atenuat acest dezavantaj. Cu toate acestea, costul ridicat de fabricație a contribuit la adoptarea limitată a acestei perechi de frecare.

Alinierea protezei

Pe lângă acești factori care pot fi considerați inerenți implantului sau reacției biologice obișnuite a organismului la acesta, există și alți factori legați de procedura chirurgicală care influențează, de asemenea, biomecanica protezei și, prin urmare, longevitatea acesteia:

1. Alinierea, adică implantarea corectă a implantului urmând axele de încărcare ale membrului, astfel încât

interfața proteză-os sau proteză-ciment-os să primească solicitările mecanice pentru care a fost proiectată și astfel încât cuplul de frecare să funcționeze în armonie cu arcul și direcția de mișcare a acestuia.

2. Echilibrul ligamentar, adică tensiunea corectă a elementelor naturale de stabilizare a articulației pentru a permite o mișcare adecvată. Acest ultim aspect este mai puțin relevant în cazul șoldului, datorită caracteristicilor mecanice ale designului său natural de auto-reținere, dar este extrem de important în articulații precum genunchiul sau umărul.

Conceptul de aliniere a protezei include în mod inerent conceptul de nealiniere, care este definită ca devierea axei protetice de la axa portantă ideală a membrului. Această posibilitate nedorită este, de obicei, fie rezultatul unui defect tehnic în timpul implantării protezei, fie, dimpotrivă, consecința deteriorării progresive a segmentului scheletic, ducând la o deviere secundară a unui implant plasat corect.
Consecințele generale ale nealinierii oricărei proteze constau în efectele stresului mecanic distorsionat, ceea ce duce inevitabil la:

1. Supraîncărcare cu polietilenă.
2. Supraîncărcarea osoasă.
3. supraîncărcarea ligamentelor.
4. Instabilitatea componentelor protetice.

Pentru a evita acest defect tehnic, industria a dezvoltat un instrument de ghidare pentru plasarea protezei, care, bazat pe utilizarea punctelor de referință anatomice, minimizează posibilitatea de eroare în timpul intervenției chirurgicale.
Chiar și așa, este relativ ușor să greșești atunci când folosești ghidurile de aliniere menționate anterior. Dacă luăm ca exemplu articulația genunchiului, în timpul intervenției chirurgicale putem produce o nealiniere care afectează axa generală a membrului, dar se poate întâmpla și ca o bună aliniere generală a membrului (axa normală a centrului capului femural - centrul gleznei, coincidând cu centrul genunchiului) să coexiste cu o poziționare oblică a spațiului articular (Tabelul 22-2).
În plus, și fără a aduce atingere posibilei nealinieri a axei mecanice a membrului , există posibilitatea de a apărea o eroare de poziționare a uneia sau mai multor componente individuale ale protezei.
Continuând cu exemplul genunchiului, dacă luăm în considerare că în fiecare dintre cele trei componente individuale care îl alcătuiesc există 6 posibilități de eroare, așa cum se arată

Tabelul 22-2. Nealinierea membrelor

Genu varo	
Genu valgo	
Flexoul *genu*	
Genu recurvatum	
	Aliniere normală - spațiere între linii
Oblic	
Torsiune internă	
Torsiune externă	

Tabelul 22-3. Posibilități de nealiniere a componentelor individuale

Varus-valgus
Flexie-extensie
Medial-lateral
Proximal-distal
Antero-posterior
Rotație internă - rotație externă

Tabelul 22-4. Cum se evită nealinierea protezei ?

1. Studiați cu atenție radiografiile
2. Utilizați șabloane de măsurători preoperatorii
3. Faceți-vă o idee mentală în prealabil despre rezecția care trebuie efectuată (este de preferat să se facă un trasaj preoperator)
4. Abordare generală adecvată
5. Identificați reperele anatomice fără îndoială
6. Analiza sistematică anatomică a corpurilor articulare
7. Verificați de două ori tăieturile... tăiați o singură dată
8. Utilizați sistematic implanturi de probă pentru a verifica mobilitatea, tensiunea ligamentelor și stabilitatea componentelor.

După cum se poate observa în Tabelul 22-3, numărul de posibilități pentru o simplă nealiniere a protezei este extrem de mare.

În articulația șoldului, poziționarea în varus sau valgus a componentei femurale, reproducerea unghiului acetabular corespunzător, anteversiunea acetabulului, anteversiunea colului femural etc., sunt, de asemenea, detalii de tehnică chirurgicală în care, în ciuda utilizării ghidajelor de aliniere, se pot face erori care vor scurta durata de viață a protezei.

Utilizarea oricărui model de proteză, ca orice tehnică chirurgicală, necesită un proces de învățare înainte de a atinge o eficacitate adecvată. Indiferent de acest lucru, rigoarea planificării preoperatorii și precizia tehnicii chirurgicale sunt factori decisivi în obținerea unei bune alinieri și a unui echilibru ligamentar adecvat (Tabelul 22-4).

În concluzie, trebuie, așadar, să subliniem importanța biomecanicii nu doar în aspectul cercetării și construcției unei proteze, ci și în necesitatea ca fiecare chirurg să posede un minim de cunoștințe despre fundamentele acesteia pentru a decide în mod obiectiv selecția modelului adecvat pentru fiecare pacient, precum și pentru a proceda la implantarea acesteia cu garanția maximă a eficacității de durată.

LITERATURĂ

Comín M, Prat J, Dejoz R. Biomecanica articulațiilor și înlocuirile protetice. Valencia: IBV, 1998.

Charnley J. Artroplastie de șold cu frecare redusă. Berlin: Springer Verlag, 1979.

Hungerford D, Kenna R, Krakow K. Artroplastia totală de genunchi cu strat poros. Orthop Clin North Am 1982; 13: 103-122. Insali J. Chirurgia genunchiului. Buenos Aires: Panamericana, 1986.

Morscher E. Fixarea fără ciment a șoldului. Berlin: Springer Verlag, 1984

Walker P, Morrey B. Biomecanică. Artroplastie de înlocuire a articulațiilor. New York: Churcill Livingstone, 1991.